

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Tereza Štěpková

**Vliv rehabilitace na kvalitu chůze u pacientů po cévní  
mozkové příhodě**

Diplomová práce

Vedoucí práce: PhDr. Barbora Kolářová, PhD.

Olomouc 2019

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Vliv rehabilitace na kvalitu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě

**Název práce v AJ:** Influence of rehabilitation on quality of gait in patients after stroke

**Datum zadání:** 2018-01-13

**Datum odevzdání:** 2019-05-13

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Tereza Štěpková

**Vedoucí práce:** PhDr. Barbora Kolářová, PhD.

**Oponent práce:** Mgr. Jiří Stacho

### **Abstrakt v ČJ:**

#### **Vliv rehabilitace na kvalitu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě**

**Úvod:** Neurorehabilitace chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) přispívá k nejvyšší dosažitelné funkční obnově samostatné chůze, soběstačnosti a sociální nezávislosti.

**Cíl:** Zhodnotit vliv intenzivní rehabilitační terapie na kvalitu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP).

**Metodika:** Studie se zúčastnilo celkem 9 probandů (3 muži a 6 žen) po primoatace ischemické CMP s průměrným věkem  $63,7 \pm 12$  let, sedm probandů v subakutním stádiu v průměrném rozpětí od ataky a prvního měření  $14 \pm 4,6$  dní a dva probandi v chronickém stádiu. U každého probanda byla hodnocena chůze na chodícím páse a chůze po chodbě. Testování chůze proběhlo vždy dvakrát (před zahájením a po ukončení konvenční rehabilitační terapie). Po 1. a 2. měření byl vyhodnocen standardizovaný klinický test Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity. Během testovaných situací byla snímána elektromyografická aktivita (EMG) ze čtyř svalů (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris) na paretické i neparetické dolní končetině. Dalším hodnotícím kritériem byla rychlost chůze na chodícím páse a rychlost chůze po chodbě. Pro zhodnocení rozdílu mezi 1. a 2. měřením byl použit párový Wilcoxonův test.

**Výsledky:** Při druhém měření došlo k signifikantnímu navýšení průměrné rychlosti chůze na chodícím páse ( $p=0,007$ ) i chůze po chodbě ( $p=0,027$ ). Výsledky z elektromyografického záznamu nevykazovaly statisticky významné rozdíly. Vyhodnocení Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity ukázalo statisticky signifikantní zlepšení motorických funkcí na paretické dolní končetině ( $p=0,011$ ) i na neparetické dolní končetině ( $p=0,011$ ) a došlo i k navýšení senzitivity na paretické dolní končetině ( $p=0,027$ ).

**Závěr:** Komplexní rehabilitační péče u pacientů po CMP má vliv na zlepšení rychlosti chůze na chodícím páse i po chodbě a na výsledky testu FMA-LE.

**Abstrakt v AJ:**

**Influence of rehabilitation on quality of gait in patients after stroke**

**Introduction:** Neurorehabilitation of gait in patients after stroke helps to gain the maximum possible functional recovery of independent walking, self-sufficiency and social independence.

**Objective:** To evaluate the impact of intensive rehabilitation therapy on quality of gait in patients after stroke

**Methodology:** Nine probands in total (3 males, 6 females) after a first ischemic cerebrovascular accident participated in the study. The average age was  $63.7 \pm 12$  years, seven probands were in subacute stage  $14 \pm 4.6$  days after the stroke and the first gauging and two probands were in chronic stage. Each proband had his/her walking on treadmill and walking along a corridor evaluated. Their walking was tested twice (before the start and after the end of conventional rehabilitation therapy). After the 1st and 2nd gauging a standardized clinical test Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity was evaluated. During tested situations electromyographic activity (EMG) on four muscles (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris and m. biceps femoris) on both paretic and non-paretic leg was recorded. Another evaluating criterion was the walking speed on treadmill and walking speed along the corridor. Paired Wilcoxon test was used to assess the difference between the 1st and 2nd gauging.

**Results:** The 2nd gauging showed a significant increase of the average walking speed both on treadmill ( $p=0,007$ ) and along the corridor ( $p=0,027$ ). Results of the electromyographic testing did not show statistically significant differences. Evaluation of the Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity showed statistically significant improvement of motoric functions on both paretic leg ( $p=0,011$ ) and non-paretic leg ( $p=0,011$ ), even sensitivity on the paretic leg ( $p=0,027$ ) was increased.

**Conclusion:** Complex rehabilitation care in patients after stroke has positive impact on the walking speed both on treadmill and along the corridor and on the results of Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity.

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

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

**Rozsah:** 86/2 přílohy

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

Olomouc 13. května 2019

-----

podpis

## **Dedikace**

Tato práce vznikla za podpory grantu Univerzity Palackého v Olomouci „IGA\_FZV\_2019\_006 Vliv rehabilitace na strategii chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě“.

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala mé vedoucí diplomové práce, paní PhDr. Barboře Kolářové, PhD. za ochotu, odborné vedení, rady a cenné připomínky, které mi poskytla. Chtěla bych také poděkovat Mgr. Dagmar Tečové za instrukce pro zpracování statistických dat. A děkuji své rodině, která mi poskytla svou podporu během studia na vysoké škole.

# Obsah

Úvod.....	8
1 Přehled poznatků .....	10
1. 1 Cévní mozková příhoda .....	10
1. 1. 1 Cévní zásobení mozku.....	10
1. 2 Lidská bipedální lokomoce .....	12
1. 2. 1 Neurální řízení chůze .....	14
1. 2. 2 Krokový cyklus .....	15
1. 3 Chůze po cévní mozkové příhodě.....	18
1. 4 Možnosti analýzy chůze .....	21
1. 4. 1 Klinické testy .....	21
1. 4. 2 Chodící pás.....	23
1. 4. 3 Povrchová elektromyografie.....	23
1. 5 Terapie chůze u pacientů po CMP .....	25
1. 5. 1 Rehabilitace chůze.....	25
1. 5. 2 Přístrojová rehabilitace.....	27
2 Cíle výzkumu.....	29
3 Metody výzkumu .....	30
3. 1 Charakteristika výzkumné skupiny .....	30
3. 2 Průběh a použité metody výzkumu .....	31
3. 3 Použité metody výzkumu .....	33
3. 4 Metody hodnocení elektromyografického záznamu .....	34
3. 5 Metody statistického hodnocení.....	34
4 Výsledky výzkumu .....	35
4. 1 Zhodnocení hypotéz na základě statistického vyhodnocení.....	38
5 Diskuze.....	43
5. 1 Komplexní rehabilitace chůze u pacientů po CMP .....	43
5. 2 Vliv rehabilitace na parametry chůze .....	46
5. 2. 1 Rychlost chůze.....	46
5. 2. 2 Aktivita svalů paretické dolní končetiny během chůze .....	50
5. 2. 3 Aktivita svalů neparetické dolní končetiny během chůze .....	54
5. 2. 4 Funkční vyšetření u pacientů po CMP .....	58

5. 3 Přínos pro praxi .....	60
5. 4 Limity studie .....	61
Závěr .....	62
Referenční seznam .....	63
Seznam zkratk.....	78
Seznam obrázků .....	80
Seznam tabulek.....	81
Seznam příloh .....	82
Přílohy .....	83

## Úvod

Cévní mozková příhoda je náhlá mozková porucha. Toto onemocnění má významný fyzický, psychologický a finanční dopad na pacienty, jejich rodiny a zdravotní péči. Důležitým aspektem je prevence proti cévní mozkové příhodě, udržení si co nejvyšší nezávislosti a kvality života. Klinické dopady a stavy popisuje mezinárodní klasifikace výkonnosti International Classification of Functioning, Disability and Health (Kalvach, 2010, s. 13-22).

Chůze je na první pohled jednoduchá všední činnost. Člověk je v rámci fylogenetického vývoje zcela jedinečný. Z kvadrupedální lokomoce přešel do lokomoce bipedální. Chůze je proces, který dozrává společně s centrálním nervovým systémem na podkladě senzomotorické zkušenosti, a to v průběhu prvních třech let života. Chůze je na pomezí hrubé a jemné motoriky, kdy člověk musí iniciovat reciproční rytmický děj a zároveň tento děj ukončit. Jedinec musí generovat optimální svalový tonus, stabilizovat tělo a selektivně diferenciovat pohyby (Žarković a Šorfová, 2017, s. 43).

Lidská lokomoce je výsledkem složitých dynamických interakcí mezi centrálním nervovým systémem a mechanismy zpětné vazby. Obnova chůze je hlavním cílem rehabilitační terapie. Funkční obnovení chůze je podmíněno neuroplasticitou. Rehabilitace chůze je spojena s vysokým stupněm motivace a angažovanosti pacienta (Belda-Lois et al., 2011, s. 1-2).

Terapie chůze je založena na fyzioterapeutických intervencích a robotické přístrojové terapii. Principy a techniky neurorehabilitace jsou cíleně aplikovány u pacientů po CMP pro obnovu fyziologických pohybových vzorů a k útlumu patologických pohybových vzorů (Belda-Lois et al., 2011, s. 3-4).

Elektromyografie patří k diagnostické metodě, která zaznamenává a analyzuje aktivitu jednotlivých kosterních svalů. Cílem je zhodnocení aktivace svalů při konkrétním pohybu (Krobot a Kolářová, 2011, s. 5).

Cílem diplomové práce je zhodnocení vlivu intenzivní rehabilitační terapie na kvalitu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). Měření probíhalo před zahájením rehabilitační terapie (1. měření) a po ukončení rehabilitační terapie (2. měření). Hodnotila se svalová aktivita aspektem povrchové elektromyografie, rychlost chůze po terapeutickém chodícím pásu, rychlost chůze po chodbě a motorické



schopnosti pomocí klinického testu Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity (FMA-LE).

K vyhledávání odborných článků, pro splnění cílů diplomové práce, byly využity on-line databáze Akademie Věd České Republiky, Medline, Medvik, PubMed, ProQuest, Science Direct, EBM Reviews, Medline Ovid, EBSCO, ELsevier, Research Gate a Google Scholar. Články byly vyhledávány v časovém rozmezí od listopadu 2017 do května 2019.

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

Celkem bylo v databázích, na základě klíčových slov, vyhledáno 65 článků v anglickém jazyce. Další články byly nalezeny ručním vyhledáváním. S ohledem na cíl diplomové práce bylo použito 84 článků zabývajících se daným tématem. Pro základní orientaci bylo využito ještě 37 knižních zdrojů a 2 články v širším kontextu, které současně sloužily jako vstupní studijní literatura.

ENG, J. J., TANG, P. 2014. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert Review of Neurotherapeutics* [online]. 7(10), 1417-1436, [cit. 2019-04-19]. ISSN 1473-7175. Dostupné z: doi 10.1586/14737175.7.10.1417.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B., KOLÁŘ, P., SCHUSTEROVÁ, B., TOMSOVÁ, J. 2017. Gait Neurorehabilitation in Stroke Patients. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 80/113(5), 521-526, [cit. 2019-04-25]. ISSN 12107859. Dostupné z: doi 10.14735/amcsnn2017521.

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

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2007. *Motor control: translating research into clinical practice* (3rd ed.). Philadelphia. ISBN 978-078-1766-913.

WHITTLE, M. 2007. *Gait Analysis: An Introduction* (4th ed.). Edinburgh: New York: Butterworth-Heinemann. ISBN 0-7506-8883-1.

# 1 Přehled poznatků

## 1. 1 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP, iktus) patří mezi nejčastější příčiny úmrtí. Zvýšený nárůst incidence je především ve vyspělých zemích a v současnosti se CMP vyskytuje i u osob v produktivním věku (Kalita, 2010, s. 6). Je uváděno, že téměř polovina pacientů je po atace těžce handicapována a odkázána na péči rodiny nebo na ústavní péči (Kolář, 2009, s. 386-387).

CMP je náhlé postižení mozku a vzniká na podkladě poruchy krevního oběhu v určité oblasti mozkové tkáně (Kalita, 2010, s. 8). Dělí se na ischemické příhody a hemoragické příhody, které se následně dělí na intracerebrální hemoragii a subarachnoidální hemoragii (Kalita, 2006, s. 21).

Jednou z příčin mozkové ischemie je aterosklerotický proces, během kterého dochází k zúžení tepny. Častou příčinou je i tvorba krevní sraženiny (trombus) na aterosklerotickém plátu, jež způsobí uzavření tepny. Mezi další příčiny CMP patří odloučení krevní sraženiny (embolus) z trombu, postižení mozkových tepének z důvodu vysokého krevního tlaku, embolie ze srdce a nemoci, které vedou ke zvýšené tvorbě krevních sraženin (Kalita, 2010, s. 8-14).

CMP je charakterizována mnoha příznaky, mezi ně patří porucha vyšších mozkových funkcí, somatosenzoriky, smyslů, vědomí, hybnosti, rovnováhy a koordinace (Kalina, 2008, s. 19).

Při kontralaterální paréze je porucha motorických nervových drah. Důsledkem je snížený nábor motorických jednotek a možná atrofie (Clark, Condliffe a Patten, 2006, s. 2333-2334).

### 1. 1. 1 Cévní zásobení mozku

Mozek je zásobován čtyřmi tepnami. Cévní zásobení mozku se rozděluje na řečiště karotické a vertebrobazilární (Kalvach, 2010, s. 25).

Levá arterie carotis communis odstupuje bezprostředně z aortálního oblouku a pravá arterie je větví truncus brachiocephalicus. Společná karotida se dělí ve výši C3-4 na vnitřní a zevní karotidu. Dále arterie carotis interna vede bází lební do canalis caroticus, prostupuje kavernózním sinem a končí bifurkací v arterii cerebri anterior a media. Před rozdělením arterie carotis interna dochází k odstupu arterie communis posterior, která se sjednocuje s arterií cerebri posterior. Výsledkem je tak spojení

s vertebrobazilárním řečištěm a dorzální částí Willisova okruhu (Ambler, 2011, s. 133-134).

### **Ischémie v karotickém povodí**

Syndrom uzávěru arteria carotis interna vzniká na podkladě trombu v arterii carotis communis. Kompenzačně mozková tkáň je zásobena krví z ostatních cév přes Willisův okruh. Při náhlém zranění krkavice dochází k šokovému stavu a těžké hemiplegii (Pfeiffer, 2007, s. 145).

Syndrom uzávěru arteria cerebri media je charakterizován centrální hemiparézou či hemiplegií. Je vyjádřen kontralaterální poruchou hybnosti, a to především na horní končetině, kde jsou postiženy drobné svaly ruky. Typickým znakem tohoto syndromu je Wernickeovo-Mannovo držení, jež je spastickým vzorcem (addukce a vnitřní rotace v ramenním kloubu, flexe v loketním kloubu, pronace předloktí, flexe ruky a prstů, dolní končetina ve vnitřní rotaci, extenze v kyčelním a kolenním kloubu, plantární flexe a inverze nohy) (Kolář, 2009, s. 387-388). Dolní končetina se jeví paradoxně delší a dochází k chůzi cirkumdukci (obloukovitý pohyb dolní končetinou). Je uváděno, že hybnost se rychleji vrací na dolní končetině než na horní končetině. V rámci uzávěru arteria cerebri media se objevuje i hemihypestezie (kontralaterální porucha citlivosti), homonymní hemianopsie (porucha zorného pole), porucha symbolických funkcí, deviace hlavy a očí směrem ke straně postižené hemisféry a centrální paréza lícního nervu (Pfeiffer, 2007, s. 146). Pokud dojde k postižení nedominantní hemisféry, pak je možné pozorovat neglect syndrom, pro který je charakteristické opomíjení levé poloviny prostoru a neuvědomování si vlastního postižení (Kolář, 2009, s. 387).

Syndrom uzávěru arteria cerebri anterior se projevuje kontralaterální hemiparézou, která je výraznější na dolní končetině. Přítomny jsou psychické poruchy a může být i centrální obrna lícního nervu. Klinické symptomy odpovídají poruše frontálního laloku, bazálních ganglií a capsuly interny.

Syndrom uzávěru arteria chorioidea anterior způsobí kontralaterální hemiparézu, hemihypestezii, hemianopsii, talamický syndrom, choreoatetoidní pohyby a hyperpatii. Arterie zásobuje zadní raménko capsuly interny, zrakovou dráhu, bazální ganglia a thalamus (Pfeiffer, 2007, s. 147).

## **Ischémie ve vertebrobasilárním povodí**

Ischémie v zadním povodí vede k postižení kmenových struktur, mozečku, okcipitálního laloku, temporálního laloku, thalamu, vestibulárního receptoru a sluchového receptoru (Kolář, 2009, s. 388).

Syndrom uzávěru arteria cerebri posterior patří do skupiny vzácných syndromů. Základním příznakem je homonymní hemianopsie, porucha fixace pohledu, prostorová dezorientace a alexie. Se syndromem arteria cerebri posterior jsou spjaté i talamické příznaky, projevující se hyperpatii, hemihypestezí a atetoidní hyperkinezí.

Syndrom uzávěru arteria basilaris v plném rozsahu není slučitelný se životem. Částečný syndrom uzávěru se projevuje poruchou vědomí, poruchou zraku, vertigem, nauzeou, vomitem, centrální kvadruparézou, poruchou dechu a oběhovým selháním. Po atace přetrvávají trvalé následky s kmenovými a cerebelárními příznaky.

Velmi důležitá oblast, která může být zasažena ischemií je oblast mozkového kmene. Poškození mozkového kmene se rozděluje na jednostranné a oboustranné postižení. Charakteristickým rysem jednostranného postižení na straně poruchy je periferní obrna mozkových nervů a na druhé polovině těla je centrální hemiparéza. Pokud nastane oboustranné postižení mozkového kmene, je to hodnoceno jako stav vážný. Typickým příkladem je „locked in syndrom“, při němž dochází ke kompletní ztrátě hybnosti celého těla, ale je zachované lucidní vědomí (Pfeiffer, 2007, s. 147-148).

## **1. 2 Lidská bipedální lokomoce**

Lokomocí rozumíme přesun lidského těla z určitého místa na jiné místo. Lokomoční přesun může být vykonán plížením, plazením, volnou bipedální chůzí, během a dalšími způsoby (Véle, 2006, s. 347).

Lidská lokomoce je označovaná jako volná bipedální chůze. Důvodem tohoto označení je zajištění lokomoce prostřednictvím pletence pánevního (Véle, 2006, s. 347). Volná bipedální chůze je stereotyp, vzniklý v ontogenezi na fylogenetických principech, který je charakteristický pro každého jednotlivce (Kolář, 2009, s. 48).

Volnou bipedální lokomocí využívá člověk k základním životním potřebám (sebeobsluha, zaměstnání). Chůze je vykonávána na různém povrchu a lidské tělo reaguje na změnu povrchu stabilizačním aparátem. Během chůze na nerovném povrchu je nutné zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla. Centrální nervový systém

zajistí správnou stabilizaci těla za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opornou bází na zemi, tak jedině může dojít k působení reaktivní síly, která vzniká gravitací a svalovou silou (Véle, 2006, s. 347). Funkcí dolních končetin je tedy lokomoce vzpřímeného těla (Dylevský, 2009, s. 131). Pro zvládnutí lidské lokomoce musí být splněny nezbytné parametry. Prvním parametrem je posturální kontrola, jež patří mezi primární předpoklad úspěšného pohybu a následně lidské samostatnosti a mobility. Druhým parametrem je adaptace chůze na vnější prostředí a na potřeby jednotlivce. Posledním parametrem pro úspěšnou lokomoci jsou základní lokomoční vzory, které vytvářejí a regulují rytmické vzory prostřednictvím svalové aktivity (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 157-164). Pro uskutečnění chůze jsou nezbytné čtyři základní podmínky (Whittle, 2007, s. 1-45). Jedná se o udržení vzpřímené a stabilní postury, střídání opory dolními končetinami pro přenos hmotnosti těla, koordinaci dolních končetin ve fázi švihové pro nadcházející plynulost kontaktu chodidla s podložkou a svalovou silou pro vykonání pohybu těla vpřed.

Chůze je složitý sekvenční fázový pohyb, který probíhá cyklicky dle přesného časového timingu. Jedná se o rytmický pohyb kyvadlového charakteru. Chůze začíná ve výchozí poloze, dále probíhá přes nulové postavení obloukem do první krajní polohy a následně do druhé krajní polohy. Výsledkem je posun těla vpřed s rytmickým opakováním. Při pohybu směrem vpřed se tedy vytváří pokaždé nové kontralaterální punctum fixum (Véle, 2006, s. 348). Chůzi můžeme také chápat jako opakující se porušování a nabývání rovnováhy (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 144).

Chůze je charakteristická pro každého jedince. Má však společné rysy, které se nachází u všech osob. Individuální chůze je podmíněná zdravotním stavem, psychickými faktory, vnějšími faktory a biomechanickými parametry lidského těla (Gúth, 2004, s. 38-42). V průběhu růstu a vývoje si tvoříme vlastní stereotyp chůze (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 239).

Porucha chůze může vyústit až v invalidizaci. Zhoršená chůze může být následkem strukturálního postižení, poruchy povrchového nebo hlubokého čítí, poruchy schopnosti udržet rovnováhu, poruchy řízení pohybu centrální nervové soustavy nebo může nastat kombinací popsaných činitelů. V rámci diagnostiky se například hodnotí způsob odvíjení nohy od podložky, délka kroku, kadence kroku, symetrie kroku, směrové úchyly, symetrie pohybů, pravidelnost synkinéz a torzní pohyby trupu. Diagnostikuje se chůze dopředu, dozadu, po špičkách, po patách, stranou a neopomenutelná je i chůze po schodech. Asymetrická chůze ovlivňuje

veškeré klouby, jak na končetinách, tak i na osovém orgánu a následné působení negativních sil vede k druhotným změnám, které zapříčiní zhoršení lokomoce. Porucha chůze se rozlišuje na poruchu centrální a poruchu lokální. U centrálního typu je typickým znakem porucha pohybové koordinace a u lokální poruchy, způsobenou svalovou nerovnováhou, je nutno určit příčinu (kloub, sval) (Véle, 2012, s. 204-206).

Pokud dochází k analýze chůze v rámci vyšetření, tak je prováděna nejčastěji v sagitální rovině, kde dochází k pohybu vpřed a také k pohybům s velkým kloubním rozsahem (Vařeka, 2018, s. 83).

Při lokomoci je vyžadována spolupráce svalů na končetinách a trupu. Koordinační vzorce na horních i dolních končetinách jsou podobného charakteru. Souvisí s fylogenezí pohybu při lidské bipedální lokomoci a současně i při kvadrupedální lokomoci (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 20-257). Pletenec ramenní není v rámci bipedální lokomoce zapojen přímo (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 21-22). Horní končetiny během chůze vykonávají kývavý pohyb, který je řízen aktivací svalů pletence ramenního (Pontzer et al., 2009, s. 525). Svalová aktivita pletence ramenního zůstává aktivována i v době, kdy horní končetiny nemůžou vykonávat kývavý pohyb a tato situace nastává například během manipulačních činností. (Huang a Ferris, 2009, s. 1778-1779). Souhyb horních končetin zajišťuje stabilizaci těla, redukuje laterální výchylky trupu při chůzi a snižuje výdej energie. Pokud jsou splněny výše uvedené body, pak nedochází k náročnějším stabilizačním strategiím pro zvládnutí chůze (Ortega, Fehلمان a Farley, 2008, s. 3303-3308).

### **1. 2. 1 Neurální řízení chůze**

Motorika člověka je řízena centrálním nervovým systémem. V průběhu fylogenetického vývoje docházelo k diferencování motoriky a rozvoji řídicích úrovní. Řídící úrovně lze rozdělit na čtyři hierarchicky uspořádané úrovně. Jedná se o autonomní úroveň, spinální úroveň, subkortikální úroveň a kortikální úroveň (Véle, 2006, s. 75).

Je uvedeno, že na řízení lokomoce se podílí: supraspinální centra (mezencefalická lokomoční oblast), neuronální míšňí síť (centrální generátory pohybu), sensorické signály (aferece z vnějšího prostředí pro přizpůsobení aktivity neurální míšňí síť), neurální systémy v mozkové kůře (pro vizuální úpravu

lokomočního pohybu) a neuromodulační systémy (dlouhodobé změny přispívají k úpravě lokomoce) (Kiehn a Dougherty, 2013, s. 1212-1213).

Existují sítě neuronových buněk, které vyvolávají rytmické pohyby bez jakékoli vědomé snahy a periferní aferentní zpětné vazby. Jedná se o centrální generátory pohybu (CPG – central pattern generator). Kromě vyvolávání rytmických pohybů se CPG účastní i řízení životních funkcí (MacKay-Lyons, 2002, s. 70). Centrální generátor se nachází ve spinální míše a je uváděno, že generátor je pro každou končetinu umístěn samostatně (Králíček, 2002, s. 141). Důležitým faktem je tvorba lokomočního vzorce na úrovni páteře s poháněním skrz retikulospinální dráhy (Ijspeert, 2003, s. 651-653).

Bylo zjištěno, že na regulaci chůze se podílí i supraspinální oblast. Signál je veden z oblasti retikulární formace středního mozku (mesencefalická lokomoční oblast). Úkolem této oblasti je spuštění generátoru lokomočního pohybu, určení charakteru lokomoce, řízení intenzity činnosti CPG, adaptace lokomoce na vnější prostředí a koordinace chůze (Králíček, 2002, s. 141; MacKay-Lyons, 2002, s. 69-80). Pro lokomoci je podstatná role motorického cortexu a mozečku (Ijspeert, 2003, s. 651-653).

Lokomoce není jednoznačně reflexního původu, ale její součástí je i aferentní signalizace z proprioreceptorů na končetinách, která reflexně upravuje motorický program centrálního generátoru pohybového vzorce (Králíček, 2002, s. 141).

Koordinace pohybů je pravděpodobně zajištěna prostřednictvím propriospinálního spojení mezi nervovými sítěmi horní a dolní končetiny (Huang a Ferris, 2009, s. 1778-1779). Též je uváděno, že koordinace je proveditelná mezi cervikálními a lumbosakrálními generátory pohybu v míše. Přejít těla do vertikální polohy vede k vyšší aktivaci lumbosakrální oblasti a plantárních flexorů, což je nezbytné pro bipedální lokomoci. Časová spolupráce mezi cervikálním a lumbosakrálním generátorem je flexibilní a výsledkem je odlišné načasování generátoru během lidské chůze a běhu z důvodu odlišného nastavení končetin (MacLellan et al., 2012, s. 114-119).

### **1. 2. 2 Krokový cyklus**

Chůze je cyklický pohyb a základní jednotkou je krokový cyklus (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 236). Krokový cyklus je definován jako časový interval mezi dvěma stejnými pohyby jedné dolní končetiny. Krok může začít kontaktem paty pravé

dolní končetiny a celý krokový cyklus je ukončen opětovným úderem paty stejné dolní končetiny (Whittle, 2007, s. 52-59). Krokový cyklus je popisován jako dvojkrok (stride) a skládá se ze dvou kroků (step). Dvojkrok je ekvivalentem pro krokový cyklus a krok je interval mezi oběma dolními končetinami (Perry a Burnfield, 2010, s. 6).

V průběhu jednoho krokového cyklu dojde k odlišným pohybovým fázím. Mezi pohybové fáze patří fáze švihová (swing phase), fáze oporná (stance phase) a fáze dvojí opory (double support) (Abernethy, 2005, s. 93-95).

Švihová fáze nastává, když končetina vykonává pohyb vpřed, aniž by došlo ke kontaktu s opornou bází. Švihová fáze je obtížná na udržení pánve ve vodorovné ose, častým důsledkem je pokles pánve na straně švihové. Pokles pánve je vykorigován aktivitou abduktorů na oporné dolní končetině, aktivitou musculus (m.) quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové. Oporná báze je, pokud dolní končetina zůstává po celou dobu v kontaktu s opornou bází. Je definovaná od dotyku paty o opornou plochu, následuje rozšíření kontaktu na celou plantu, odvinutí paty přes plantární flexi a v poslední řadě odvinutí palce. Fáze dvojí opory je splněná, když jsou obě dvě končetiny ve styku s opěrnou bází. Jedná se o přechod mezi švihovou a opornou fází. Probíhá odvíjení špičky na stojné končetině a ke kontaktu paty na švihové končetině (Véle, 2006, s. 348).

Je uváděno, že délka jednotlivých fází a období krokového cyklu je variabilní. Typickým příkladem variability je změna rychlosti při chůzi (Vařeka, 2018, s. 81). Při průměrné rychlosti je poměr stojné a švihové fáze přibližně 60:40 (Rose a Gamble, 2006, s. 1-18). Délka stojné a švihové fáze se zkracuje se zvyšující se rychlostí chůze. Fáze dvojí opory chybí zcela při běhu (Perry a Burnfield, 2010, s. 4-6).

Při chůzi se těžiště pohybuje v rovině sagitální. Je vytvářena sinusoida, která popisuje, v jaké části krokového cyklu se daná osoba nachází. Nejnižší bod na sinusoidě označuje fázi dvojí opory a bod nejvyšší uvádí polovinu jednooporového postavení (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 238).

Analýza chůze podle krokových fází nám identifikuje funkční význam pohybů, ke kterým dochází v jednotlivých kloubech (Perry a Burnfield, 2010, s. 10).

### **Stojná fáze**

Stojná fáze se skládá z pěti částí. Je to počáteční kontakt (inicial contact), postupné zatěžování (loading response), mezistoj (midstance), konečný stoj (terminal stance) a předšvih (preswing) (Abernethy, 2005, s. 93-97).



V průběhu počátečního kontaktu a postupného zatěžování dochází k převzetí váhy celého těla (weight acceptance). Převzetí váhy (weight acceptance) patří k nejnáročnějšímu úkolu v rámci celého krokového cyklu. Výsledkem je přenos tělesné hmotnosti na končetinu, která ukončila fázi švihovou a dostává se do fáze opory (Perry a Burnfield, 2010, s. 10).

Počáteční kontakt (inicial contact) je doba zahajující stojnou fázi a někdy je označován jako „úder paty“ (heel strike). Počáteční kontakt má své úkoly. Jedná se o tlumení nárazu, aktivování stabilizačního procesu k udržení dynamické rovnováhy a vyhodnocení biomechanických podmínek pro nastávající pohybové řešení kroku (Neumannová et al., 2015, s. 13-14). Je uvedeno, že v kyčelním kloubu je flexe, v kolenním kloubu extenze a v hlezenním kloubu dorzální flexe nebo neutrální pozice (Perry a Burnfield, 2010, s. 11). Kolenní kloub se dostává do maximální extenze, po které následuje mírná flexe, jež je nutná pro tlumení zátěže. Aktivita ischiokrurálních svalů neumožňuje plnou extenzi v kolenním kloubu a reguluje i flekční moment trupu a kyčelního kloubu. K regulaci flekčního momentu je nutná koncentrická kontrakce extenzorů kyčelního kloubu (Neumannová et al., 2015, s. 14). Na „heel strike“ se podílí svojí aktivitou i abduktory kyčelního kloubu, které přispívají k udržení stability pánve a trupu. Dorzální flexi v hlezenním kloubu udržuje především m. tibialis anterior, extenzor digitorum longus a extenzor hallucis longus (Hamill, Knutzen a Derrick, 2015, s. 228-229).

Postupné zatěžování (loading response) následuje po iniciálním kontaktu a jeho podstatou je adaptace na zvyšující se zatížení, stabilizace pánve a zpomalení pohybu těla (Neumannová et al., 2015, s. 14). Používá se termín „foot flat“, který charakterizuje plný kontakt nohy s podložkou. Pro tuto fázi je typické zatížení celé plosky (Gross, Fetto a Supnick, 2005, s. 556). Důležitou funkci zde plní m. quadriceps femoris, který zpomaluje excentrickou kontrakcí flexi v kolenním kloubu (Hamill, Knutzen a Derrick, 2015, s. 228-229).

Další fází stojné fáze je mezistoj (midstance). Fáze začíná odrazem palce protější končetiny a končí nadzdvihnutím stejnostranné paty. Ve fázi mezistoje nastává stabilizace kolenního kloubu a podstatnou funkcí je udržení těžiště nad opěrnou bází (Neumannová et al., 2015, s. 15). V průběhu mezistoje dochází k posunutí stojné končetiny přes stabilizované chodidlo. V hlezenním kloubu dojde k dorzální flexi a na tuto fázi navazuje fáze konečného stoje. Je nutno zmínit, že v konečné fázi mezistoje

se setkáváme s nestabilitou právě kvůli nadměrné dorzální flexi v hlezenním kloubu (Götz-Neumann, 2006, s. 134).

Konečný stoj (terminal stance) začíná nadzdvihnutím paty na stojné dolní končetině. Další název pro odlepení paty od podložky je „heel off“. Fáze konečného stoje končí v okamžiku, kdy se kontralaterální pata dotkne podložky (Perry a Burnfield, 2010, s. 13). V průběhu pohybu vpřed se zvedá pata nad podložku a tím se zvyšuje aktivita plantárních flexorů, především m. triceps surae. Pro pohyb vpřed je důležité období aktivního odrazu (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51,55).

Předšvihová fáze (preswing) je poslední částí stojné fáze. Je užíván také název „toe off“ (odrazová fáze) (Gross, Fetto a Supnick, 2005, s. 556). Předšvihová fáze je definovaná jako období pasivního odlepení. Začátek předšvihové fáze je uskutečněn dotykem plošky kontralaterální končetiny o podložku a končí v okamžiku, kdy palec původně stojné končetiny opustí podložku. Pokračuje plantární flexe v hlezenním kloubu, probíhá flexe v kolenním kloubu. V kyčelním kloubu se dokončí extenze a následuje rychlá flexe (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

### **Švihová fáze**

Fáze švihová se dělí na počáteční švih (inicial swing), mezišvih (mid swing) a konečný švih (terminal swing) (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56). Počáteční švih trvá od opuštění nohy od podložky po maximální flexi v kolenním kloubu. Během švihu pokračuje pohyb stehna ventrálně a je zahájena dorzální flexe v kloubu hlezenním.

Mezišvih je započat v maximální flexi kolenního kloubu a ukončen je v okamžiku, kdy se tibie dostane do vertikální polohy. Dolní končetina stále vykonává pohyb vpřed. Pro další pohyb je nutné dosažení extenze v kolenním kloubu a dorzální flexe v kloubu hlezenním.

Konečný švih uzavírá celý krokový cyklus a začíná zde příprava nastávajícího kontaktu nohy s podložkou (Neumannová et al., 2015, s. 16-17).

## **1. 3 Chůze po cévní mozkové příhodě**

Dysfunkční chůze narušuje kvalitu života a pohybovou aktivitu. V prvním týdnu po atace není schopno chůze až 51 % (Richards, Malouin a Dean, 1999, s. 834). Během prvních šesti týdnů u většiny lidí po CMP dochází k obnovení schopnosti chůze. Je ale uváděno, že u 40 % z nich přetrvává závažné postižení chůze. U osob

s mírným až závažným postižením chůze je zvýšené riziko pádů, s tím souvisí i zvýšené riziko fraktury kyčle (Stein et al., 2014, s. 384).

Typickými patologickými atributy během stojné fáze na paretické dolní končetině jsou: snížená propulze, flekční postavení trupu, nestabilní pánev, laterální posun pánve, snížené pohyby pánví, pozitivní Trendelenburgův příznak (oslabení abduktorů kyčelního kloubu na straně léze), hyperextenze kolenního kloubu, equinovární postavení nohy bez adekvátního „heel strike“ při chůzi, snížená dorzální flexe v hlezenním kloubu ve fázi midstance a neadekvátní plantární flexe ve fázi „toe off“. Pro fázi švihovou jsou popsány také typické znaky: snížená rotace pánve, neadekvátní flexe v kyčelním kloubu, snížená flexe v kolenním kloubu, snížená kontrola extenze kolenního kloubu pro následný „heel strike“, přetrvávající equinovární postavení nohy a „foot drop“ (syndrom přepadávající špičky) (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 137).

Asymetrie je hlavní charakteristikou hemiparetické chůze. Chůze je pomalá a je změněná délka a kadence kroku (Stein et al., 2014, s. 385). Ve studii, která se zaměřila na analýzu chůze, bylo zjištěno, že výsledná rychlost závisí na délce a kadenci kroku. Je uváděno, že lidé s hemiparézou tráví více času ve stojné fázi na neparetické dolní končetině (Goldie, Matyas a Evans, 2001, s. 1059).

Další studie se zabývala asymetrií chůze. Bylo zjištěno, že asymetrie délky kroku úzce souvisí s generovanou silou, která je nutná k pohybu těla směrem vpřed. Z výsledků studie plyne, že lidé, kteří měli nejmenší propulzi na paretické dolní končetině, tak přesto dosáhli zvýšené délky kroku. Tento poznatek může být z důvodu kompenzačně zvýšené propulze na neparetické dolní končetině, která přispívá k následnému prodloužení délky kroku na paretické končetině. Zvýšená propulze na neparetické dolní končetině způsobí cílený posun trupu a pánve směrem vpřed, a tedy prodloužení délky kroku na paretické dolní končetině. Ve studii je i popsáno, že asymetrie délky kroku nemusí nutně omezovat rychlost chůze, a to díky jiným kompenzačním mechanismům. Velikost asymetrie délky kroku se také odvíjí dle stupně hemiparézy (Balasubramanian et al., 2007, s. 45-46).

Pro pacienty po CMP je typický syndrom spastické nohy (Konečný, Horák a Můčková, 2018, s. 59). Projevuje se došlapem na špičku a v kolenním kloubu je hyperextenze. Nákrok je doprovázen rotací pánve z důvodu nedostatečného ohybu v kolenním kloubu. Spastická dolní končetina se méně ohýbá v kolenním a hlezenním kloubu, noha spočívá v plantární flexi a je rotována dovnitř. Jedná se o chůzi

s cirkumdukcí, kdy se vnější strana chodidla dotýká podložky (Kolář, 2009, s. 50). Toto postavení nohy je způsobeno hyperaktivitou lýtkových svalů a parézou svalů bérce (anteriorních a laterálních) (Konečný, Horák a Můčková, 2018, s. 59). Spasticitě podléhají i flexory kyčelního kloubu, které omezují dosáhnutí terminální fáze a zároveň m. quadriceps femoris svojí aktivitou zabraňuje flexi v kolenním kloubu a postupu dolní končetiny vpřed (Perry a Burnfield, 2010, s. 172-173).

Je popsáno, že obvyklé kompenzační mechanismy se odehrávají v proximálním kloubu. Popisuje se tzv. kohoutí chůze (steppage gait) a chůze cirkumdukcí (circumductory gait). U chůze kohoutí je patrná elevace pánve na straně švihové, nadměrná flexe v kyčelním i kolenním kloubu a abdukce v kyčelním kloubu na stojné dolní končetině. Pro chůzi cirkumdukcí je charakteristická abdukce v kyčelním kloubu, elevace pánve a omezená dorzální flexe v hlezenním kloubu na postižené straně (Beyaert, Vasa a Frykberk, 2015, s. 344).

Většina pohybů u zdravého člověka se děje v rovině sagitální, naopak u lidí po CMP se objevuje již zmíněná chůze cirkumdukcí a pohyby se dějí i v rovině transverzální. Pro detailní rozbor chůze je nezbytná trojrozměrná analýza. V rámci chůze je nutné propojení končetin s trupem. U pacientů po CMP je souhra končetin s trupem narušena patologickými pohybovými vzory (Dan, 2014, s. 320). Způsob, jakým se pohybuje postižená dolní končetina může být součástí kompenzačních strategií, a proto je nutné sledovat i pohyb trupu (Patel, Talaty a Ōunpuu, 2007, s. 3569).

Typickým nálezem je svalová slabost na paretické končetině. Svalová slabost vede k patologickému timingu a intenzitě svalové akce. Je též uvedeno, že svalová slabost může být způsobena nadměrnou svalovou kokontrakcí nebo neadekvátním náborem motorických jednotek.

Tento svalový deficit neumožňuje správnou aktivaci svalových skupin během jednotlivých fází krokového cyklu. Ačkoli je celá dolní končetina zapojena, tak přesto dochází ke ztrátě kontroly v distální části končetiny. Příkladem může být fáze postupného zatěžování (loading response), kdy svalová aktivita m. tibialis anterior a extenzorů kolene není adekvátní. Udržení stabilního postoje nastává z důvodu hromadné aktivity extenzorů. Na udržení se podílí extenzory kyčelního a kolenního kloubu a plantární flexory v hlezenním kloubu. Neschopnost kombinovat flexi a extenzi způsobí eliminaci pohybových vzorů, které korigují „hladký“ pohyb z fáze švihové do

fáze stojné. Dotyčná osoba ztrácí schopnost zvednout a posunout dolní končetinu (Perry a Burnfield, 2010, s. 172-173).

## **1. 4 Možnosti analýzy chůze**

Chůzi můžeme zhodnotit jak kvantitativně, tak i kvalitativně. Kvantitativní zhodnocení získáme prostřednictvím klinického vyšetření, laboratorního vyšetření a pomocí testů. Pro hodnocení stavu po CMP se používají standardizované klinické testy a funkční hodnotící škály (Viosca et al., 2005, s. 1239).

Nejpoužívanější kvalitativní metodou pro analýzu schopnosti chůze je rychlost chůze. Uvádí se, že analýza rychlosti je vhodná pro stanovení funkčního stavu pacienta, ale není vhodná pro zhodnocení globálního vzoru chůze. Rychlost chůze se měří na krátkou nebo dlouhou vzdálenost. Dále rychlost chůze může být předem stanovena, nebo je akceptována samostatně zvolená rychlost jedincem (Yavuzer et al., 2016, s. 4).

Kvantitativní analýza patří mezi žádané způsoby hodnocení chůze u pacientů po CMP. Tato analýza pomáhá identifikovat odchylky od normální fyziologické chůze, určuje funkční problémy a přispívá ke stanovení optimálního postupu léčebné terapie. Lze analyzovat chůzi pomocí časové vzdálenosti, elektromyografie, kinetických a kinematických vlastností (Yavuzer et al., 2006, s. 4).

### **1. 4. 1 Klinické testy**

Hodnocení stavu pacienta je nezbytnou součástí léčebného programu. Pro každé onemocnění jsou stanoveny specifické standardizované klinické testy. Účelem klinického testu je, co nejpřesněji určit závažnost dané poruchy. Prostřednictvím klinických testů je i hodnocena efektivita terapie (Vaňásková, 2005, s. 311). Klinické testy hodnotí funkční stav a míru soběstačnosti pacienta (Hlinovský, 2016, s. 268).

Existuje celá škála testů, které slouží k hodnocení funkčního stavu pacientů po CMP. Důležitou mezinárodní klasifikací je Mezinárodní klasifikace poruch, aktivit a participací (ICF). V rámci funkčního hodnocení se provádí testování na všech úrovních postižení. Jedná se o poruchu, omezení aktivity a omezení participace.

Jedním z nejčastěji užívaných testů u pacientů po CMP, který stanovuje stupeň imparmentu (poruchy) je test Chedoke – McMaster Hemiplegia Assessment. Hodnotí

čítí, stav vědomí, rovnováhu, celkovou hybnost, chůzi, bolest a postižení horní a dolní končetiny. U tohoto testu je prokázána validita a citlivost (Vaňásková, 2005, s. 312).

Další test, který zahrnuje hodnocení lokomoce a chůze po schodech je test Barthelové (Barthel Index). Dle ICF slouží pro hodnocení omezení aktivity. Barthel index je popisován jako dotazník pro hodnocení soběstačnosti v rámci všech aktivit denního života a patří k nejrozšířenějším testům na světě. (Lippertová-Grünerová, 2005, s. 275). Test, který také hodnotí omezení aktivity je Test funkční soběstačnosti (FIM) (Vaňásková, 2005, s. 311).

Neopomenutelným testem je i Fugl-Meyer Assessment škála (FMA). Standardizovaný test hodnotí tělesné funkce po CMP. Test je rozdělen na hodnocení horních a dolních končetin. Používá se pro zhodnocení stupně motorického postižení (Gladstone, Danells a Black, 2016, s. 232). Dle studie Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Function After Stroke byla ověřena reliabilita a validita tohoto klinického testu (Sullivan et al., 2011, s. 427). Tento test patří v rámci klinických studií k nejužívanějším standardizovaným testům. Klinický test zahrnuje pět testovacích domén. Jedná se o motorické funkce, senzorycké funkce, rovnováhu, pasivní kloubní pohyblivost a kloubní bolest. Maximální bodové ohodnocení celého klinického testu je 226 bodů. Hodnocení je na stupnici 0–3, kdy nula znamená žádný pohyb, jednička částečné provedení a dvojka plné provedení (Oliveira, Cacho a Borges, 2006, s. 732).

FMA-LE je součástí klinického testu FMA. Cílem FMA-LE je posoudit řízení motorických funkcí na míšní, subkortikální a kortikální úrovni a predikovat funkční zotavení dolních končetin u jedinců s CMP. Hodnotí se reflexy, volní pohyby, koordinace, senzitivita, pasivní kloubní rozsah a kloubní bolest (Balasubramanian et al., 2016, s. 1-2).

Klinickým testem, který hodnotí pouze chůzi je například Timed Up and Go test (TUG). TUG slouží pro posouzení mobility a je vhodný i k identifikaci predispozice pádu jedince. Studie hodnotila reliabilitu a validitu vybraných klinických testů na pacientech po CMP. Závěrem studie bylo, že reliabilita TUG byla prokázána u skupiny lidí, kteří v průběhu měření dosáhli zvýšené svalové síly plantárních flexorů. Ve studii bylo i popsáno, že výsledky TUG můžou být irelevantní u jedinců v chronickém stádiu po CMP, a to z důvodu zvýšeného svalového tonu. Studie odkazuje i na předešlé studie, které toto tvrzení také potvrdily (Hiengkaew, Jitaree a Chaiyawat, 2012, s. 1206).

Užitečným testem je Balance Evaluation Systems Test (BESTest) a Mini Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest). Mini-BESTest je zkrácená verze BESTestu a hodnotí posturální funkce. Testuje se biomechanika, limity stability, posturální reakce, anticipační posturální reakce, smyslová orientace a dynamická rovnováha. Test se především používá u pacientů s poruchou rovnováhy. Z vyhodnocených výsledků lze predikovat pády. (Tsang et al., 2013, s. 1103, 1109).

Dalším klinickým testem hodnotící chůzi je Gait Assessment Rating Scale. Testování trvá okolo jedné hodiny a maximální možné ohodnocení je 48 bodů (Lippertová-Grünerová, 2005, s. 313-317).

#### **1. 4. 2 Chodící pás**

Výhodou chodících pásů je, že poskytují bezpečný a intenzivní trénink. Další výhodou je okamžitá zpětná vazba, která zvyšuje motivaci a neuroplasticitu pacienta (Belda-Lois et al., 2011, s. 1-19).

Chodící přístroj Zebris se skládá z dynamického chodníku Rehawalk se zabudovaným kalibrujícím tělesem, jednotky pro vizuální nácvik a závěsného zařízení. Přístroj vyhodnocuje chůzi a odvalování plosek chodidel. Také umožňuje statické i dynamické vyhodnocení síly, která působí pod ploskou. Zebris při vyhodnocení rozpozná levou a pravou dolní končetinu. Umí také vygenerovat délku kroku, šířku kroku, rotace chodidel, tlakové rozložení na chodidlech, dráhu přenosu těžiště a vyhodnotit fázi dvojí opory a fázi švihovou. Přístroj je schopen porovnat dvě analýzy chůze (The zebris FDM-T System, 2012).

Je nutné podotknout, že nácvik chůze na chodícím páse představuje velkou zátěž pro terapeuty, a to z důvodu korigování a dopomáhání jedné nebo obou dolních končetin (Eng a Tang, 2014, s. 1417-1436).

#### **1. 4. 3 Povrchová elektromyografie**

Povrchová elektromyografie (polyEMG) je výzkumná metoda, která snímá elektrickou aktivitu svalů. EMG funguje na principu záznamu akčního potenciálu, jenž vzniká aktivací příslušného svalu (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 25). Znalost snímání a analyzování polyEMG signálu nám usnadňuje pochopit svalovou aktivitu a vygenerovaný bioelektrický signál (Merletti a Parker, 2004, s. 1). PolyEMG je neinvazivní metoda zkoumající svalovou aktivitu a je specifická v tom, že analyzuje aktivitu z více svalů současně, proto se označuje jako polyelektromyografie (zkráceně

polyEMG) (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 25). PolyEMG umožňuje zjistit velikost svalové aktivity, zapojení jednotlivých svalů v průběhu pohybu, zhodnotit svalové synergie, zhodnotit svalovou aktivitu v ergonomických situacích a určit dobu, kdy nastane svalová únava (Konrad, 2006, s. 6,51).

PolyEMG se především používá pro analýzu a objektivizaci sportovních pohybů. Relativní nevýhodou polyEMG je, že elektroda snímá potenciály ze svého okolí, nikoliv z celého svalu (Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016, s. 25).

Při analýze EMG se snímají sumované akční potenciály (tzv. motor unit action potencial – MUAP), které se šíří buněčnou membránou aktivních svalových vláken. Akční potenciály se šíří celým svalovým vláknem bez dekrementu (Merletti a Parker, 2004, s. 28). Velikost a frekvence zaznamenaného signálu je charakterizována velikostí a hustotou snímaných MUAP. Získaný surový signál je nutné dále zpracovat (Konrad, 2006, s. 10-11).

Pro měření svalové aktivity postačují dvě elektrody, kdy svalová aktivita je snímána bipolárně. Elektrody jsou umístěny paralelně s průběhem svalových vláken. Výsledný signál reprezentuje rozdíl mezi dvěma elektrodami v určitém okamžiku, a tedy tento rozdíl definuje přesnou svalovou aktivitu daného svalu. Electromyografický záznam tvořený akčními potenciály se nazývá interference EMG (Enoka, 2008, s. 198-199). Většina dostupných přístrojů měřící svalovou aktivitu pracuje v současné době na způsobu telemetrického přenosu signálu, a to i na větší vzdálenost (Konrad, 2006, s. 10-51).

Výsledný EMG signál je ovlivněn mnoha faktory. Mezi ně patří faktory psychologické, anatomické a technické. Účinky některých faktorů jsou eliminovány detekčními možnostmi konkrétní technologie. U ostatních účinků, které nelze odstranit, můžeme vliv na EMG signál pouze předpokládat. De Luca rozděluje faktory na kauzativní, přechodné a deterministické. Kauzativní faktory mají hlavní efekt na signál a dále se dělí na faktory vnější a vnitřní (De Luca, 1997, s. 137-138).

Vnější faktory jsou faktory, které můžeme ovlivnit. Jedná se především o strukturu elektrody a povrchové místo na kůži detekovaného svalu (Kolářová, 2014, s. 78). Prvním faktorem ovlivňující kvalitu signálu je tvar povrchu elektrody, jež určuje počet aktivních neuronových jednotek detekovaných v závislosti na počtu svalových vláken v okolí umístěné elektrody a vzdálenost mezi samotnou elektrodou a kůží. Umístění elektrody je důležité pro správnou detekci amplitudy a frekvenci získaného signálu. Dalším faktorem je, že elektrody snímající svalovou aktivitu nesmí být



umístěny do oblasti myotendinózního spojení, inervačního bodu a je také nutné se vyvarovat přilepení elektrody na boční okraj svalu, které by způsobilo šum ve výsledném signálu (De Luca, 1997, s. 138).

Inervační zóna je neuromuskulární spojení, které je lokalizované ve středu svalového vlákna (Enoka, 2008, s. 199). Důležitým faktorem je rovněž správná orientace detekčních ploch se zřetelem na průběh svalového vlákna. Dle výše uvedeného popisu lze získat kvalitní signál za předpokladu správné velikosti, polohy a kvalitně vyrobené elektrody. K vnějším faktorům patří i externí šумы, které narušují elektromagnetický přenos. Nejčastěji se jedná o pohybové artefakty (De Luca, 1997, s. 138-142).

Vnitřní faktory jsou ovlivněny fyziologickými, anatomickými a biomechanickými vlastnostmi svalu. Patří sem především aktivita svalu, kdy velikost svalové síly je určena počtem a typem aktivních vláken. Dalším faktorem je průtok krve svalem, který určuje rychlost odstranění metabolitů ze svalu během kontrakce. Důležitým aspektem je i průměr svalového vlákna, jež řídí amplitudu a rychlost akčních potenciálů. Mezi poslední faktory patří samotné uložení svalových vláken vzhledem k povrchovému umístění elektrod a důležitým faktorem je i množství tkáně nacházející se mezi svalem a elektrodou (De Luca, 1997, s. 138).

## **1. 5 Terapie chůze u pacientů po CMP**

### **1. 5. 1 Rehabilitace chůze**

Funkční obnova pohybu po CMP je podmíněna neuroplasticitou. Jedná se o přirozený neurobiologický proces reagující a přizpůsobující se novým podmínkám. Neuroplasticita je podněcována aferentní senzorkou stimulací a funkčním účelovým pohybem. (Pěkná, Pěkný a Nilsson, 2012, s. 2819-2820). Tedy pro obnovu chůze po CMP je nutná potenciace neuroplasticity jedinice a terapeutická intervence. Primárním cílem rehabilitace je samostatná a nezávislá chůze pacienta. Kinezioterapie řízená terapeutem je nejdůležitější součástí rehabilitace. Pro nácvik chůze se používají i rehabilitační přístroje (Belda-Lois et al., 2011, s. 1-19; Krobot et al., 2017, s. 521-522).

Využívá se komplexního cvičení, jež je co nejvíce podobné funkčním pohybům denního života (Lippertová-Grünerová, 2015, s. 35-36). V rámci konzervativní rehabilitační terapie se využívají techniky na neurofyziologickém podkladě. Jedná se

o Bobath koncept a Proprioreceptivní neuromuskulární facilitaci (PNF) (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 346).

Nácviku chůze předchází nácvik sedu a stoje. Samotný nácvik chůze je vyžadován po pacientovi v co možno nejkratší uplynulé době po atace (Lippertová-Grünerová, 2015, s. 35-36). Na nácvik stoje navazuje nácvik chůze na krátkou vzdálenost s oporou (chodítka, berle) nebo asistencí terapeuta (Dobkin, 2005, s. 4-5).

Trénink chůze může probíhat na chodícím pásu s částečným odlehčením váhy těla v závěsném aparátu (body-weight support therapy). Tento nácvik chůze se doporučuje u pacientů se středně těžkou poruchou chůze nebo při úplné neschopnosti chůze. Trénink na chodícím pásu má i pozitivní efekt na kardiovaskulární funkce (Lippertová-Grünerová, 2015, s. 35-36).

Je nutné podotknout, že při chůzi na chodícím páse je umožněno pacientům realizovat větší počet krokových cyklů pomocí zvýšené rychlosti pásu (Dobkin, 2005, s. 4-5; Eng a Tang, 2014, s. 9-11).

Mezi další možnosti terapie patří nácvik chůze prostřednictvím robotických přístrojů a virtuální reality. Chůze na chodícím pásu ve virtuálním prostředí umožňuje trénovat chůzi za měnících se podmínek prostředí. Je uvedeno, že nácvik chůze s virtuální realitou se pozitivně promítá do rychlosti chůze, rovnováhy a mobility jedince (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 122-123). Studie zabývající se virtuální realitou prokázala pozitivní účinek na posturální funkce. Virtuální realita je používána jako doplněk ke standardní konzervativní rehabilitaci. Výhodou virtuální reality je okamžitá zpětná vazba a multisenzorická stimulace (Barcala et al., 2013, s. 1030; Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 123).

Je uváděno, že u některých léčebných přístupů, kde byly v rámci rehabilitační jednotky prováděny jiné motorické úkoly než samotná chůze, tak přesto došlo k ovlivnění schopnosti chůze. Příkladem je nácvik stoje ze sedu nebo tréninkové programy zaměřené na fyzickou zdatnost (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 347).

Ověření zlepšení chůze je prováděno pomocí standardizovaných klinických testů. Hodnotí se čas, za jak dlouho splní požadovaný úkol a také se sleduje rychlost chůze. Ve studii, kde byla hodnocena rychlost chůze, bylo zjištěno, že měřená rychlost vykazuje relevantní hodnoty. Rychlost je dle této studie spolehlivým měřítkem schopnosti chůze u lidí po CMP (Fulk a Echternach, 2008, s. 10).

Efektivní RHB chůze je docíleno kombinací chůze na chodícím pásu s konvenční rehabilitační terapií (Nascimento et al., 2015, s. 10-15).

### **1. 5. 2 Přístrojová rehabilitace**

V dnešní době probíhá přístrojová inovace. Stále více jsou propagovány nové systémy a technologie. Rozvoj počítačových technologií je na vzestupu a s tím souvisí i každodenní setkávání se s různými typy technologií, které jsou zpřístupněny obchodnímu trhu. Je uváděno, že technologie jednoznačně patří do naší budoucnosti. Svoji nezastupitelnou roli mají i ve zdravotnictví. V rámci rehabilitace se čím dál více do popředí dostává přístrojová rehabilitace (Tong, 2018, s. 1).

Robotické přístroje umožňují pravidelný nácvik chůze. Velkou výhodou těchto přístrojů je snížení zátěže pro terapeutu, ale je nutné vzít v potaz i to, že robotické přístroje nenahradí práci a zvolené rehabilitační techniky fyzioterapeutem. Rehabilitaci prostřednictvím robotických přístrojů můžeme považovat jako jednu z možných možností terapie chůze (Gál, Hoskovcová a Jech, 2015, s. 101-127).

Níže jsou uvedeny příklady přístrojových technologií, které se v rehabilitaci často využívají. Význam robotických přístrojů spočívá v nácviku chůze, udržení vzpřímené polohy těla a nesení vlastní tělesné váhy.

Nejznámějším robotickým exoskeletem je Lokomat. Výhodou přístroje je, že lze nastavit parametry pro nácvik chůze u pacientů po CMP (Cherni et al., 2017, s. 293-299). Používá se u lidí se sníženou hybností a při nácviku chůze se využívá funkčního pohybu a sensorické stimulace. Obě dvě tyto složky hrají důležitou roli v rámci rehabilitace u neurologických pacientů (CMP, poranění míchy, traumatické poškození mozku, roztroušená skleróza, mozková obrna). Během chůze na Lokomatu se zvyšuje motivace pacienta, a to prostřednictvím vizuální zpětné vazby (Vander Sloten et al., 2009, s. 1616-1617). Robotický přístroj kontroluje pohyby na dolních končetinách prostřednictvím předdefinované trajektorie pohybu (Tong, 2018, s. 93).

Byla studie, která zkoumala nastavení Lokomatu k ovlivnění chůze u pacientů po CMP. Pro hodnocení byla vyžadována svalová aktivita m. gluteus maximus. Svalová aktivita byla snímána pomocí povrchové elektromyografie během jedné minuty z pětiminutové chůze na přístroji Lokomat. Po vyhodnocení bylo zjištěno, že nejvyšší svalová aktivita byla pozorována u nejnižší úrovně nastavení na přístroji Lokomat (Cherni et al., 2017, s. 293-299).

Dalším velmi často používaným přístrojem je G-EO Systém. Patří k nejmodernějším rehabilitačním přístrojům a je též vhodný pro nácvik chůze. Přístroj se dá využít pro nácvik chůze po rovině, do schodů nebo pro nácvik jednotlivých krokových cyklů. Simulovaná chůze po schodech zahrnuje chůzi do schodů a zároveň i chůzi ze schodů. Aktivní režim napomáhá jedinci iniciovat simulaci chůze překonáním zvoleného prahu odporu. Výhodou přístroje je vynaložení minimálního úsilí rehabilitačního terapeuta pro korekci nácviku chůze po schodech (Masiero et al., 2013, s. 188-191). Studie Hesse (2012) uvádí, že tento přístroj zkracuje dobu nácviku k znovuoobnovení schopnosti chůze, a to i v porovnání s ostatními konvenčními terapeutickými přístupy (Hess et al., 2012, s. 615-618).

Mezi známé přístroje patří i Ekso Bionics neboli Exoskeleton. Je to bionický oblek, který umožňuje postavit se a chodit s plnou zátěží. Exoskeleton je určen pacientům po CMP nebo pacientům s kompletní lézí míšni. Senzory přístroje iniciují krokový mechanismus. Tento přístroj umožňuje funkční rehabilitaci (Louie a Eng, 2016, s. 2-10).

Nácvik chůze je možný i pomocí chodících pásů. Často používaným je Zebris FDM-T. Je to přístroj, který je učen pro analýzu a léčbu poruch chůze. Dnes jsou většinou tyto přístroje vybaveny závěsným systémem, což terapeutům ulehčuje práci s pacientem. Druhým pozitivním aspektem je, že závěsný systém umožňuje časnou vertikalizaci pacienta (Albert a Kesselring, 2012, s. 817-830). Pro samotný nácvik chůze lze využít modulů, které jsou součástí přístroje. Jednou z možností je promítání vzorce chůze přímo na pás trenažéru. Možností číslo dvě je promítání virtuálního prostředí, kde cílem je překonávat překážky nebo plnit úkoly, pro které jsou nutné kognitivní a koordinační schopnosti. Součástí Zebris – Rehawalk jsou i kamerové snímače, které poskytují videozáznam a nahrané kinematické parametry (The zebris FDM-T System, 2012).

Používají se i přístroje, které stimulují svaly během chůze. Jedním z nich je Ness L300 Go. Jedná se o funkční elektrostimulaci a je určena pacientům, kteří mají sníženou motorickou funkci v oblasti dolních končetin z důvodu postižení centrální nervové soustavy (drop foot, nestabilní kolenní kloub). Elektrostimulace se snaží reedukovat svalstvo dolních končetin, zlepšit kloubní rozsah, zamezit svalovou atrofií a zlepšit trofiku tkání. (Senelick, 2010, s. 2-4).

## 2 Cíle výzkumu

Cílem diplomové práce je zhodnocení účinku rehabilitační péče na kvalitu chůze prostřednictvím klinického testu FMA-LE a zaznamenané svalové aktivity povrchovou elektromyografií při chůzi na páse a po chodbě u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) před zahájením (1. měření) a po ukončení (2. měření) rehabilitační terapie.

H<sub>01</sub>: Neexistuje rozdíl v rychlosti chůze před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.

H<sub>A1</sub>: Existuje rozdíl v rychlosti chůze před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.

H<sub>02</sub>: Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.

H<sub>A2</sub>: Existuje rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.

H<sub>03</sub>: Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na neparetické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.

H<sub>A3</sub>: Existuje rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na neparetické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.

H<sub>04</sub>: Neexistuje rozdíl v klinickém testu FMA-LE na paretické i neparetické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie – motorické funkce, senzitivita, pasivní pohyb a kloubní bolest.

H<sub>A4</sub>: Existuje rozdíl v klinickém testu FMA-LE na paretické i neparetické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie – motorické funkce, senzitivita, pasivní pohyb a kloubní bolest.

## 3 Metody výzkumu

### 3. 1 Charakteristika výzkumné skupiny

Do výzkumu bylo vybráno celkem 10 probandů. Z důvodu nesplněného výstupního měření byl vyřazen 1 proband. Požadovaná kritéria pro zařazení do studie splnilo 9 probandů (3 muži a 6 žen).

Všichni probandi byli přijati do Fakultní nemocnice v Olomouci (FNOL) na rehabilitační oddělení. Probandi měli diagnostikovanou ischemickou cévní mozkovou příhodu (CMP) s lokalizací v arteria cerebri media a vertebrobazilárním povodí (do výzkumu nebyli zařazeni pacienti s hemoragickou CMP). U všech zúčastněných se jednalo o primoataku CMP, z toho sedm probandů bylo v subakutním stádiu s průměrným rozpětím od ataky a prvního měření  $14 \pm 4,6$  dní a dva probandi byli v chronickém stádiu. Průměrný věk pacientů byl  $63,7 \pm 12$  (rozpětí 38-74) let, průměrná výška byla  $167,1 \pm 5,2$  (rozpětí 160-174 cm) a průměrná hmotnost byla  $79,5 \pm 14,2$  (rozpětí 62-110 kg).

Pacienti, kteří byli vybráni do studie splnili požadavky výzkumného měření. Všichni probandi měli poruchu chůze jako následek CMP. Byli orientováni místem, časem, bez kognitivního deficitu, s dostatečnou fyzickou kondicí a soběstačností pro zvládnutí všech testových situací. Každý pacient musel zvládnout samostatnou chůzi na vzdálenost minimálně 10 m (tři pacienti chodili s jednou francouzskou holí, ostatní chodili bez opěrné pomůcky). Dle klinického testu Functional Ambulation Category, jenž hodnotí motorické dovednosti a chůzi, byl za nejnižší možný přijatelný stupeň akceptován stupeň 4 (chůze po rovném terénu, bez manuálního kontaktu jiné osoby, vyžaduje dohled 1 osoby). Průměrná doba hospitalizace na rehabilitačním oddělení byla  $11,4 \pm 4,3$  dní (rozpětí 4-17 dní).

Měření probíhalo od října 2018 do března 2019. Všichni pacienti aktivně spolupracovali. Probandi, kteří nesplňovali kritéria pro výzkumné měření byli ze studie vyloučeni.

Výzkumná měření byla realizována v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice v Olomouci. Probandi byli seznámeni s průběhem měření a následně podepsali informovaný souhlas (viz Příloha 1). Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakultou zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci.

### 3. 2 Průběh a použité metody výzkumu

Všichni probandi, kteří splnili kritéria pro výzkum, se zúčastnili měření. Každý proband byl změřen vždy dvakrát. První měření bylo uskutečněno před zahájením konvenční rehabilitační terapie (následující den po hospitalizaci na rehabilitačním oddělení FNOL) a druhé měření bylo provedeno při ukončení rehabilitační terapie (předposlední den hospitalizace na rehabilitačním oddělení FNOL). Během hospitalizace na rehabilitačním oddělení byla probandům poskytována intenzivní rehabilitační péče, která zahrnovala dvakrát denně rehabilitační jednotku vedenou fyzioterapeutem a jednou denně nácvik chůze na chodícím páse (HP Cosmos Zebris Treadmill FDM-T).

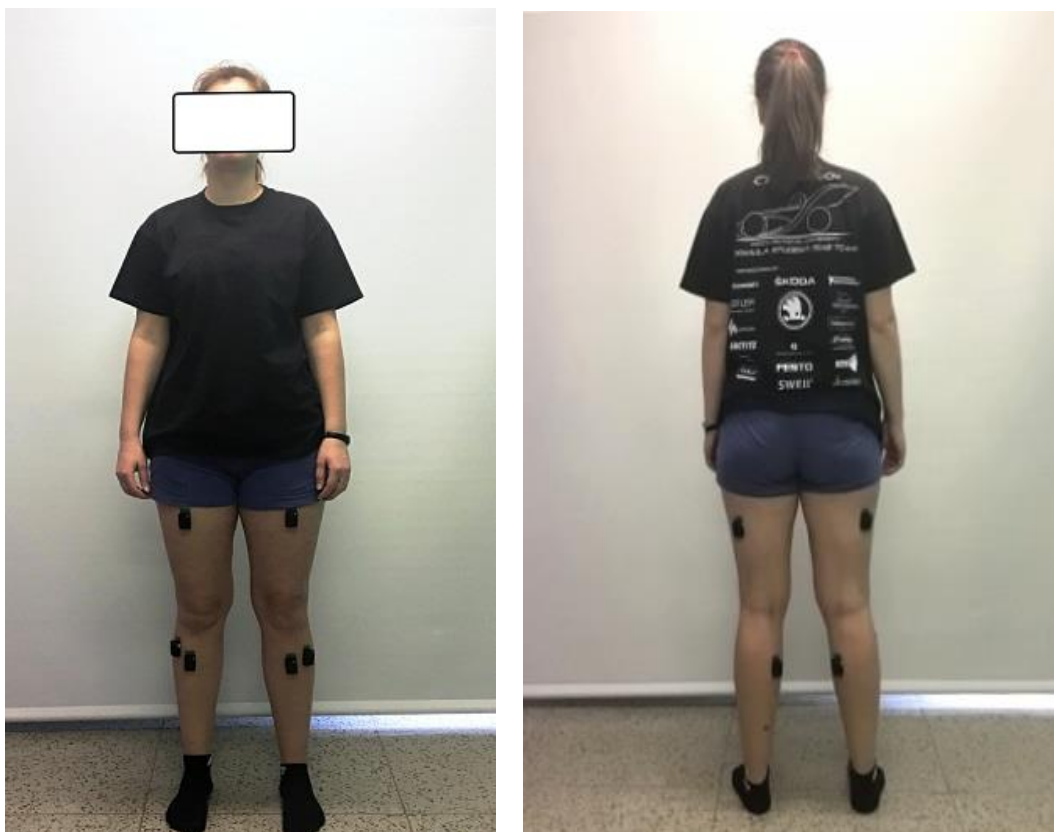
Výzkumné měření probíhalo vždy ve stejnou denní dobu, v prostředí se stálou teplotou a po celou dobu měření se používaly stejné přístroje. Hodnotila se chůze na chodícím páse a chůze po chodbě. Pro snímání svalové aktivity během jednotlivých testových situací byla použita povrchová elektromyografie (elektrody značky Delsys wearable sensors for movement sciences se zabudovanými akcelerometry). Sledovaným parametrem byla i rychlost chůze. Rychlost chůze na páse byla automaticky vygenerována po stanovení dostačující a zároveň zvládnutelné rychlosti chůze probandem. Rychlost chůze po chodbě byla vypočítána z desetimetrového chůzového testu a změřeného času (jak dlouhou dobu probandovi trvalo ujít 10 m). U každého probanda byla akceptována subjektivně komfortní rychlost. Po prvním a druhém měření byl vždy vyhodnocen standardizovaný klinický test Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity (FMA-LE). Při hodnocení FMA-LE byla hodnocena zvláště paretická a neparetická dolní končetina.

Pro snímání elektromyografické aktivity byly vybrány svaly na paretické a neparetické dolní končetině:

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

Každé povrchové elektrodě byl v polyEMG programu přiřazen vlastní kanál:

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



**Obrázek 1** Fotografie nalepených elektrod – pohled zepředu a zezadu

Před zahájením měření bylo nutné seznámit probandy s postupem měření. Následovalo očištění kůže od povrchových nečistot abrazivní pastou. Abrazivní pasta se používá pro snížení povrchové impedance a zlepšení přenosu signálu mezi elektrodou a kůží probanda. Pokud proband měl výraznější ochlupení v místech, kde musely být aplikovány elektrody, pak bylo nutné oholit uvedená místa den před



samotným měřením. Po řádném očištění kůže následovala palpce svalu a izometrická kontrakce pro objasnění exaktního místa pro aplikaci elektrody. Elektrody snímající elektromyografický signál byly umístěny na střed svalového bříška výše uvedených svalů, a to paralelně se svalovými vlákny. Elektrody byly přichyceny na kůži prostřednictvím jednorázových oboustranných lepících štítků. Snímající elektrody přístroje Delsys mají jednotný charakter a vzhled. Při aplikaci elektrod je nutné dodržet, aby vyobrazená šipka na elektrodě směřovala kraniálně.

Celkem bylo na kůži probanda nalepeno deset elektrod. Z toho první a druhá elektroda sloužila jako akcelerometr. Akcelerometry byly umístěny na ventrální stranu tibie, a to kaudálně od tuberositas tibie. Ostatní elektrody snímaly svalovou aktivitu předem zvolených svalů.

Je nutné podotknout, že před testovaným měřením byli všichni probandi obeznámeni s bezpečností chůze na páse.

Po nalepení byly elektrody zapnuty a během netestované chůze na páse bylo zkontrolováno snímání jednotlivých svalových kontrakcí u všech elektrod počítačovým softwarem Delsys Acquisition. Tato zkušební část sloužila pro analýzu elektrod, zda fungují nebo nefungují a zda byly elektrody umístěny správně. V této fázi byla také provedena kalibrace chodícího pásu a nastavena výška madel do vyhovující výšky.

Po zkušebním snímání nastalo samotné měření. Pořadí měření byla randomizována. Všichni probandi se zúčastnili měření chůze po páse a chůze po chodbě. Veškerý průběh testování byl zaznamenán na videokamery. Měřená chůze po chodícím páse a chůze po chodbě trvala vždy 1 minutu. Následně byla ještě změřena chůze po chodbě o dráze 10 m. Během chůze po páse a po chodbě byla zaznamenána rychlost chůze. Rychlost chůze se hodnotila v rámci testování polyEMG.

Veškerá měření byla provedena pod supervizí dvou terapeutů.

### **3. 3 Použité metody výzkumu**

Pro zhodnocení stupně motorického postižení byl použit standardizovaný test Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity (FMA-LE) (viz Příloha 2). Klinický test byl hodnocen po testování chůze na páse a chůze po chodbě, a to před zahájením rehabilitačního programu (1. měření) a po ukončení rehabilitačního programu (2. měření).

### **3. 4 Metody hodnocení elektromyografického záznamu**

Naměřená data byla zpracována v kineziologické laboratoři FNOL. Pro analýzu elektromyografických dat byl použit software Delsys EMGworks®Analysis.

Rektifikace záznamu byla realizována pomocí funkce Remove Mean. Následně bylo vybráno pět krokových cyklů. Zvolený signál pěti krokových cyklů byl započat levým nebo pravým „heelstrike“. Vybraný úsek byl vybrán z části záznamu, kde byl výsledný signál nejlepší, tedy bez šumů. Z rektifikovaného záznamu pěti krokových cyklů bylo provedeno Root Mean Square (RMS). Pro funkci RMS byla stanovena velikost okna 0,125s a překrytí okna 0,0625s. Po zpracování dat v EMGworks®Analysis byla data převedena do programu Microsoft Office Excel. Ze všech naměřených aktivit byly vypočítány průměrné a maximální hodnoty daných svalů. Posléze bylo nutné vypočítat relativní normovanou hodnotu. Pro tuto početní operaci byl průměr vydělen maximální hodnotou. Všechny výsledné hodnoty byly vloženy do nové tabulky. Bylo nutné vzít v úvahu, že pacienti měli buď levostrannou nebo pravostrannou parézu, proto musely být hodnoty převedeny na svaly paretické a neparetické. Takto upravená normalizovaná data byla podrobena statistickému zpracování.

### **3. 5 Metody statistického hodnocení**

Výsledná data byla statisticky zpracována v programu Statistica. Statistickému zpracování předcházela úprava získaných dat v programu Microsoft Office Excel.

V první řadě byla otestována normalita naměřených dat pomocí Shapiro-Wilkova testu. Normální rozdělení dat je splněno, pokud je kritérium  $p > 0,05$ . Větší pravděpodobnost normálního rozdělení je u měřeného souboru nad deset probandů. U naměřených dat nebylo prokázáno normální rozložení dat. Pro zhodnocení byl vybrán Wilcoxonův párový test. Jedná se o neparametrický test, který porovnává dva závislé vzorky. Hladina statistické významnosti byla stanovena  $p < 0,05$ .

## 4 Výsledky výzkumu

Cílem diplomové práce je zhodnocení efektu komplexní rehabilitační péče na kvalitu chůze na páse a po chodbě u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření).

V tabulce 1 (Tabulka 1) jsou uvedeny výsledné hodnoty rychlosti chůze na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření). V tabulce je uveden průměr, medián a směrodatná odchylka.

**Tabulka 1** Základní popisná statistika – rychlost chůze na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

Rychlost	1. měření			2. měření		
	Průměr P1	Medián P1	SD P1	Průměr P2	Medián P2	SD P2
	1,0	0,9	0,46	1,5	1,3	0,49

**Legenda:** Průměr P1 – průměr chůze na páse před RHB (1. měření), Medián P1 – medián chůze na páse před RHB (1. měření), SD P1 – směrodatná odchylka chůze na páse před RHB (1. měření), Průměr P2 – průměr chůze na páse po RHB (2. měření), Medián P2 – medián chůze na páse po RHB (2. měření), SD P2 – směrodatná odchylka chůze na páse po RHB (2. měření)

V tabulce 2 (Tabulka 2) jsou zobrazeny výsledné hodnoty rychlosti chůze po chodbě před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření). V tabulce je uveden průměr, medián a směrodatná odchylka.

**Tabulka 2** Základní popisná statistika – rychlost chůze po chodbě před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

Rychlost	1. měření			2. měření		
	Průměr CH1	Medián CH1	SD CH1	Průměr CH2	Medián CH2	SD CH2
	0,7	0,6	0,32	0,9	0,8	0,45

**Legenda:** Průměr CH1 – průměr chůze po chodbě před RHB (1. měření), Medián CH1 – medián chůze po chodbě před RHB (1. měření), SD CH1 – směrodatná odchylka chůze po chodbě před RHB (1. měření), Průměr CH2 – průměr chůze po chodbě po RHB (2. měření), Medián CH2 – medián chůze po chodbě po RHB (2. měření), SD CH2 – směrodatná odchylka chůze po chodbě po RHB (2. měření)

V tabulkách 3 a 4 (Tabulka 3 a 4, s. 36) jsou uvedena data, která zobrazují výsledky měření aspektem průměru, mediánu a směrodatné odchylky. Hodnoty byly získány z relativních normovaných dat hodnocených svalů na dolních končetinách.

**Tabulka 3** Základní popisná statistika – svalová aktivita během chůze na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

Sval	1. měření			2. měření		
	Průměr P1	Medián P1	SD P1	Průměr P2	Medián P2	SD P2
TA p	0,376	0,335	0,127	0,412	0,392	0,112
TA np	0,346	0,341	0,112	0,327	0,322	0,090
GM p	0,355	0,336	0,128	0,419	0,383	0,142
GM np	0,340	0,338	0,099	0,321	0,343	0,148
RF p	0,405	0,461	0,225	0,385	0,389	0,119
RF np	0,426	0,461	0,162	0,434	0,404	0,147
BF p	0,404	0,418	0,175	0,344	0,354	0,155
BF np	0,388	0,418	0,192	0,391	0,397	0,095

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

**Tabulka 4** Základní popisná statistika – svalová aktivita během chůze po chodbě před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

Sval	1. měření			2. měření		
	Průměr CH1	Medián CH1	SD CH1	Průměr CH2	Medián CH2	SD CH2
TA p	0,403	0,438	0,121	0,373	0,365	0,087
TA np	0,305	0,334	0,110	0,387	0,399	0,106
GM p	0,350	0,254	0,143	0,368	0,370	0,071
GM np	0,333	0,318	0,101	0,277	0,275	0,121
RF p	0,327	0,358	0,145	0,416	0,431	0,099
RF np	0,389	0,425	0,117	0,379	0,333	0,167
BF p	0,362	0,372	0,138	0,356	0,316	0,114
BF np	0,340	0,289	0,120	0,371	0,339	0,102

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

V tabulce 5 (Tabulka 5) jsou uvedena data z klinického testu Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity pro 1. a 2. měření.

**Tabulka 5** Základní popisná statistika – FMA-LE před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

	1. měření			2. měření		
	Průměr 1	Medián 1	SD 1	Průměr 2	Medián 2	SD 2
Motor Function p	23	24	5,24	25,33	27	4,18
Motor Function np	26,55	28	3,67	29,11	30	1,96
Sensation p	9,55	10	1,87	10,55	11	1,33
Sensation np	11,55	12	0,72	11,88	12	0,33
Passive joint motion p	17,22	17	1,48	17,77	17	1,30
Passive joint motion np	17,66	17	1,22	17,88	17	1,36
Joint pain p	19,77	20	0,66	19,77	20	0,66
Joint pain np	20	20	0	20	20	0

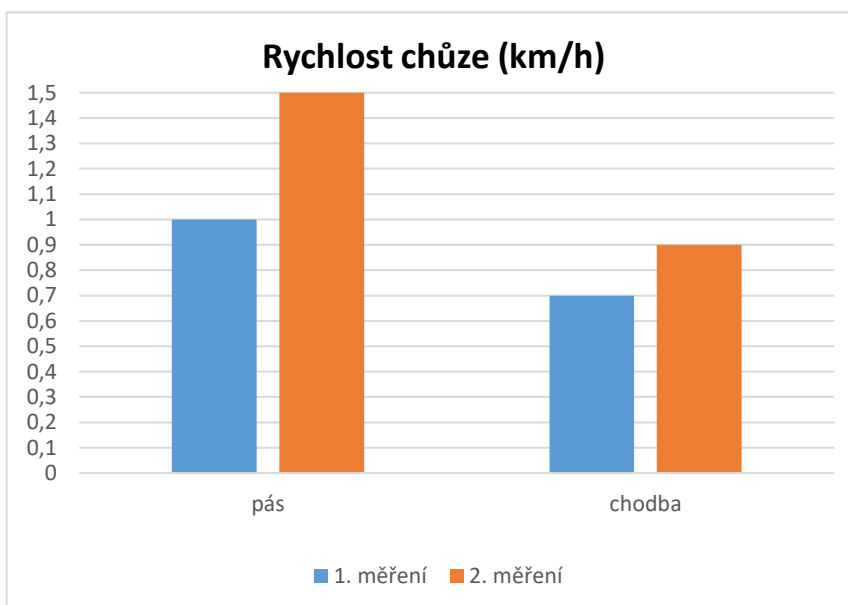
**Legenda:** Průměr 1 – průměr před RHB (1. měření), Medián 1 – medián před RHB (1. měření), SD 1 – směrodatná odchylka před RHB (1. měření), Průměr 2 – průměr po RHB (2. měření), Medián 2 – medián po RHB (2. měření), SD 2 – směrodatná odchylka po RHB (2. měření), Motor Function p – motor function paretická DK, Motor Function np – motor function neparetická DK, Sensation p – sensation paretická DK, Sensation np – sensation neparetická DK, Passive joint motion p – passive joint motion paretická DK, Passive joint motion np – passive joint motion neparetická DK, Joint pain p – joint pain paretická DK, Joint pain np – joint pain neparetická DK

## 4. 1 Zhodnocení hypotéz na základě statistického vyhodnocení

Hypotézu  $H_{01}$  „*Neexistuje rozdíl v rychlosti chůze před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.*“ Hypotézu zamítáme pro chůzi po páse ( $p=0,007$ ) a pro chůzi po chodbě ( $p=0,027$ ), (viz obrázek 2).

Hypotézu  $H_{A1}$  „*Existuje rozdíl v rychlosti chůze před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.*“ Hypotézu potvrzujeme pro chůzi po páse ( $p=0,007$ ) a pro chůzi po chodbě ( $p=0,027$ ), (viz obrázek 2).

Na obrázku 2 (viz Obrázek 2) je zachycena průměrná změna rychlosti chůze na páse a po chodbě před RHB (1.měření) a po RHB (2. měření).



**Obrázek 2** Vliv rehabilitace na rychlost chůze na páse a po chodbě – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

**Legenda:** 1. měření – chůze na páse a po chodbě před RHB, 2. měření – chůze na páse a po chodbě po RHB

Hypotézu  $H_{02}$  „*Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.*“ Hypotézu nelze zamítnout pro všechny testované situace.

Hypotézu  $H_{A2}$  „Existuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* na paretické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.“ Hypotézu zamítáme pro všechny testované situace.

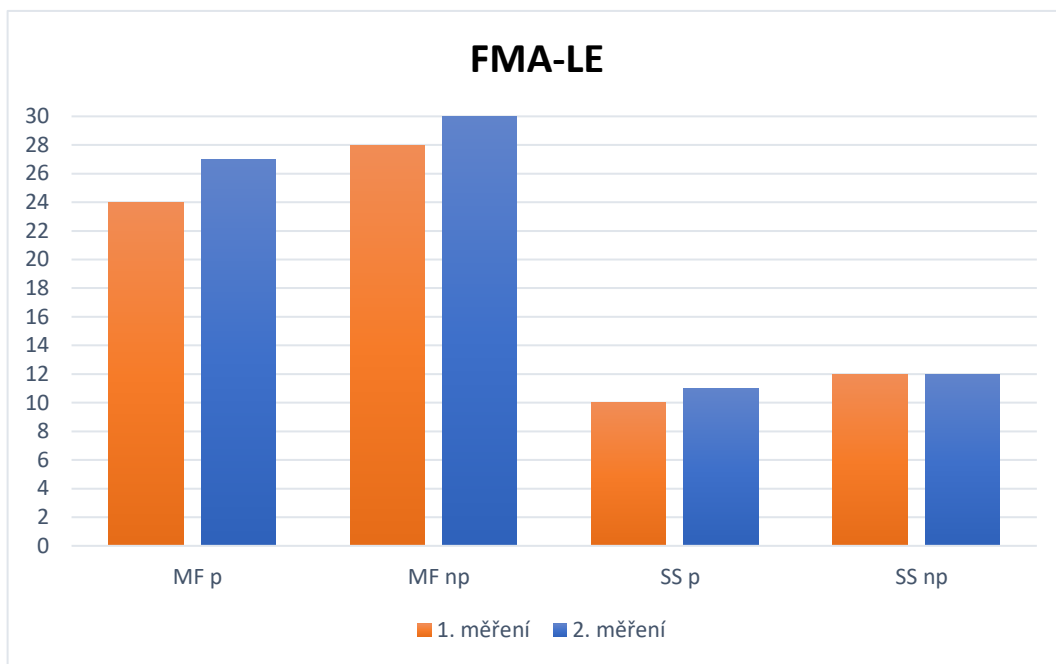
Hypotézu  $H_{03}$  „Neexistuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* na neparetické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.“ Hypotézu nelze zamítnout pro všechny testované situace.

Hypotézu  $H_{A3}$  „Existuje rozdíl ve svalové aktivitě *m. tibialis anterior*, *m. gastrocnemius medialis*, *m. rectus femoris* a *m. biceps femoris* na neparetické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie; při chůzi po páse a při chůzi po chodbě.“ Hypotézu zamítáme pro všechny testované situace.

Hypotézu  $H_{04}$  „Neexistuje rozdíl v klinickém testu FMA-LE Lower Extremity na paretické i neparetické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie – motorické funkce, senzitivita, pasivní pohyb a kloubní bolest.“ Hypotézu zamítáme na základě signifikantního rozdílu u dílčích hypotéz pro: motorické funkce paretické dolní končetiny ( $p=0,011$ ), motorické funkce neparetické dolní končetiny ( $p=0,011$ ) a senzitivitu na paretické dolní končetině ( $p=0,027$ ), (viz obrázek 3, s. 40). Pro ostatní dílčí testované kategorie nelze hypotézu zamítnout.

Hypotézu  $H_{A4}$  „Existuje rozdíl v klinickém testu FMA-LE Lower Extremity na paretické i neparetické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie - motorické funkce, senzitivita, pasivní pohyb a kloubní bolest.“ Hypotézu potvrzujeme pro: motorické funkce paretické dolní končetiny ( $p=0,011$ ), motorické funkce neparetické dolní končetiny ( $p=0,011$ ) a senzitivitu na paretické dolní končetině ( $p=0,027$ ), (viz obrázek 3, s. 40). Pro ostatní dílčí testované kategorie nelze hypotézu potvrdit.

Na obrázku 3 (Obrázek 3) je znázorněno hodnocení standardizovaného klinického testu Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity před zahájením RHB (1. měření) a po ukončení RHB (2. měření). V grafu jsou zahrnuty pouze motorické funkce a senzitivita na paretické i neparetické dolní končetině z důvodu signifikantní významnosti. Hodnoty jsou znázorněné pomocí mediánu.

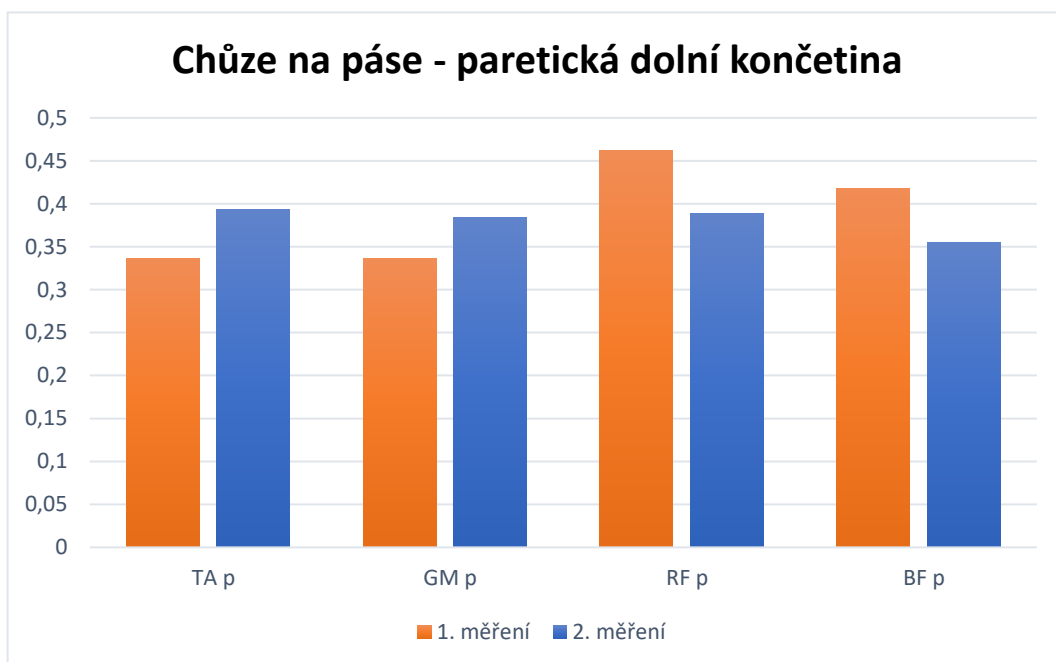


**Obrázek 3** Hodnocení klinického testu Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

**Legenda:** MF p – motor function paretická DK, MF np – motor function neparetická DK, SS p – sensation paretická DK, SS np – sensation neparetická DK

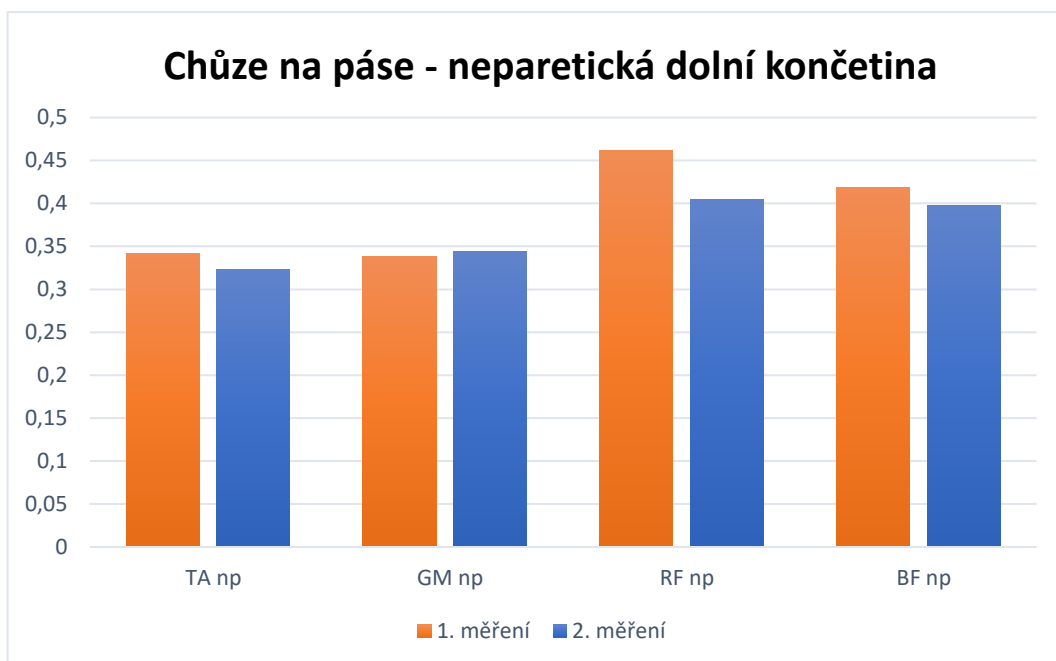


Normalizované hodnoty aktivity paretických a neparetických svalů při chůzi na páse a při chůzi po chodbě jsou znázorněny prostřednictvím mediánu (viz obrázek 4-7, s. 41-42). Na obrázcích je vždy 1. a 2. měření.



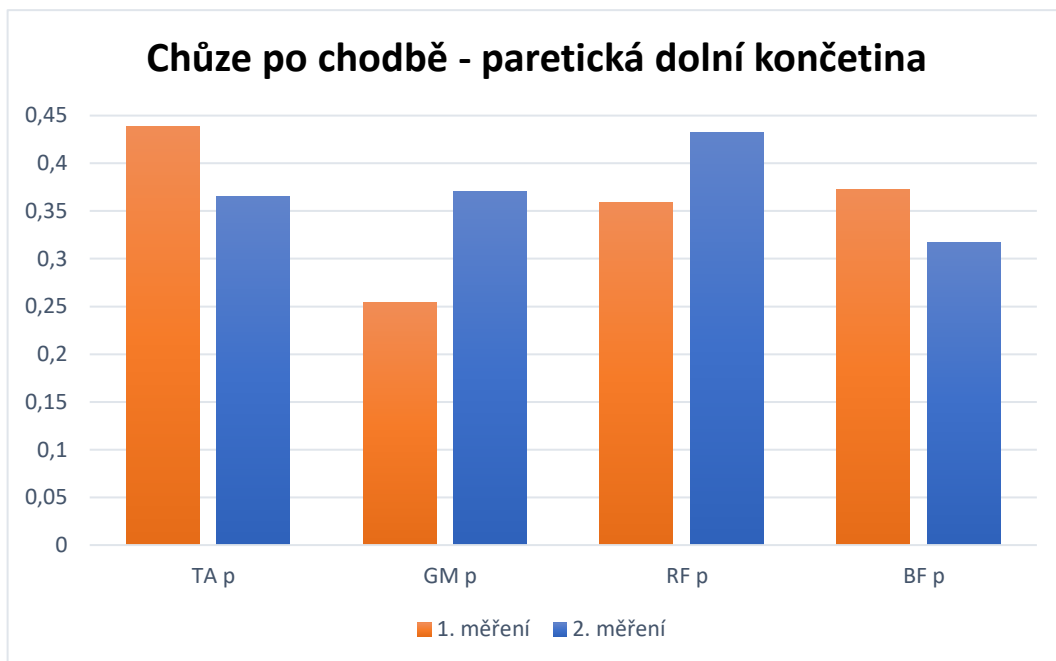
**Obrázek 4** Vliv rehabilitace na svalovou aktivitu paretických svalů při chůzi na páse – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

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



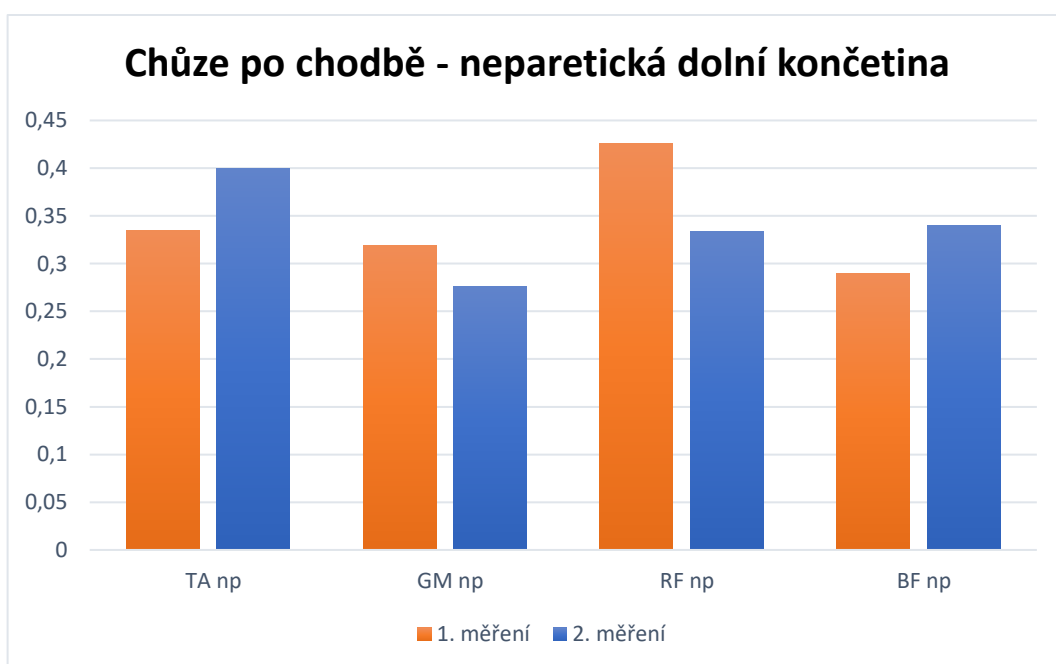
**Obrázek 5** Vliv rehabilitace na svalovou aktivitu neparetických svalů při chůzi na páse – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

**Legenda:** 1. měření – měření chůze na páse před RHB, 2. měření – měření chůze na páse po RHB, TA np – neparetický m. tibialis anterior, GM np – neparetický m. gastrocnemius medialis, RF np – neparetický m. rectus femoris, BF np – neparetický m. biceps femoris



**Obrázek 6** Vliv rehabilitace na svalovou aktivitu paretických svalů při chůzi po chodbě – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

**Legenda:** 1. měření – měření chůze po chodbě před RHB, 2. měření – měření chůze po chodbě po RHB, TA p – paretický m. tibialis anterior, GM p – paretický m. gastrocnemius medialis, RF p – paretický m. rectus femoris, BF p – paretický m. biceps femoris



**Obrázek 7** Vliv rehabilitace na svalovou aktivitu neparetických svalů při chůzi po chodbě – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

**Legenda:** 1. měření – měření chůze po chodbě před RHB, 2. měření – měření chůze po chodbě po RHB, TA np – neparetický m. tibialis anterior, GM np – neparetický m. gastrocnemius medialis, RF np – neparetický m. rectus femoris, BF np – neparetický m. biceps femoris

## 5 Diskuze

### 5. 1 Komplexní rehabilitace chůze u pacientů po CMP

Popisuje se, že dvě třetiny pacientů, kteří prodělali CMP nemůžou samostatně chodit. Pokud u některých pacientů došlo k navrácení schopností chůze, tak jsou znevýhodněni především sníženou rychlostí a vytrvalostí (Chen et al., 2005, s. 57–62). Uvádí se (Duncan, Sullivan a Behrman, 2011, s. 2026-2035), že nácvik chůze v subakutním stádiu s těžkou poruchou chůze je spojen se zvýšenou četností pádů a vyšší frekvencí závratí a slabostí. Neurologické deficity způsobené CMP vedou také ke ztrátě síly dolních končetin, zhoršené rovnováze, spasticitě a snížení kardiovaskulární výkonnosti (Milovanović a Popović, 2012, s. 1).

Komplexní rehabilitační program u pacientů po CMP se zaměřuje na zlepšení motorických dovedností, chůze a zvýšení rychlosti při chůzi (Van de Port, Kwakkel a Lindeman, 2008, s. 23-27). Lippertová-Grünerová (2005, s. 35-36) uvádí, že díky práci multidisciplinárního neurorehabilitačního týmu by nebylo možné dosáhnout u pacientů po CMP co nejlepší možné kvality života a soběstačnosti pacienta. Rehabilitační péče, která je poskytována pacientům, zajišťuje propojení všech léčebných přístupů pro úpravu impairmentu, nácviku kompenzačních mechanismů a znovuoobnovení motorických dovedností a kontroly (Jette et al., 2005, s. 243).

Neurorehabilitace chůze je popisována jako terapeutická modalita tréninku chůze a vychází z potenciace mechanismů neuroplasticity. Neurorehabilitace chůze je chápána jako terapeuticky nebo přístrojově vedená lokomoční aktivita za podpory multisenzorické stimulace nervového systému (Krobot et al., 2017, s. 521). Je mnoho facilitačních metod, které vedou k facilitaci volní hybnosti a zároveň i k inhibici patologické reflexní aktivity (spasticity). U pacientů po CMP se facilitační metody mohou použít v časném akutním stádiu, ale především se používají v subakutním stádiu. Rehabilitační metody napomáhají vracet volní hybnost i provádění pohybů v rámci chůze a sebeobsluhy (Votava, 2001, s. 185). Jsou rehabilitační metody, které přispívají ke zlepšení kvality chůze. Jejich způsob použití, dostupnost a náklady se liší, ale výsledky mají podobný charakter. Proto do jisté míry může být volba vhodné metody volena pragmatickým způsobem. Dosavadní konvenční rehabilitační péče vykazuje poměrně stejné účinky jako při použití chodících terapeutických pásů a robotických přístrojů (Dickstein, 2008, s. 649).

Pro udržení kondice a rychlosti chůze je nezbytný pravidelný trénink na chodícím páse. Nácvik chůze na chodícím páse se doporučuje spolu s konvenční rehabilitační terapií u pacientů s mírnou až středně těžkou dysfunkcí chůze (Ada, Dean a Hall, 2003, s. 1486-1491). Terapeutický chodící pás je nedílnou součástí rehabilitace v některých zdravotnických zařízeních. Trénink na chodícím páse umožňuje terapeutovi trénovat a kontrolovat pacienta v kontrolovaném prostředí (Gillingham a Lopez, 2013, s. 47).

Ve studii (Duncan, Sullivan a Behrman, 2011, s. 2026-2035) se srovnával vliv konvenční rehabilitační terapie v domácím prostředí s terapeutickým nácvikem chůze na chodícím páse u pacientů po CMP. Studie se celkem zúčastnilo 408 pacientů, kteří byli rozděleni do tří skupin. První skupina absolvovala rehabilitační jednotky na chodícím páse 2 měsíce po atace. Druhá skupina také chodila na chodícím páse, ale ve skupině byli pouze pacienti, kteří byli 6 měsíců po atace. A poslední třetí skupina absolvovala konvenční rehabilitační terapii v domácím prostředí. Tato studie potvrdila, že rehabilitace napomáhá v kvalitě chůze a kvalitě života. Došlo ke zlepšení rychlosti, motorických dovedností, funkčního stavu a rovnováhy. U všech tří skupin došlo k obdobnému zlepšení oproti výchozímu stavu. Mezi terapiemi nedošlo k výrazným odchylkám, tedy mezi jednotlivými rehabilitačními technikami nebyl zjištěn klinický rozdíl. Ze studie vyplývá, že nácvik chůze na terapeutickém páse a nácvik chůze konvenčním způsobem přispívá ke zlepšení chůze.

Silový trénink u pacientů po CMP není považován za správný způsob terapie pro obnovu chůze. Aplikace silového tréninku může zvýšit spasticitu. Na druhou stranu je uváděno, že silový trénink na dolních končetinách může zvyšovat rychlost chůze (Dickstein, 2008, s. 650-651; Andersen et al., 2011, s. 2808-2817).

Přínosem pro nácvik chůze je i funkční elektrostimulace. Bylo popsáno, že velikost efektu funkční elektrostimulace byla u jedinců v subakutním stádiu po CMP vysoká. Tento výsledek ale nebyl prokázán u skupiny jedinců v chronickém stádiu (Robbins, 2006, s. 853-859).

Pro rehabilitaci chůze se využívají i robotické přístroje. Uvádí se, že kombinace přístrojové terapie chůze s konvenční terapií chůze přispívá ke zlepšení motorických dovedností po CMP (Krishnan et al., 2012, s. 11; Tong, 2018, s. 71-90; Hess et al., 2012, s. 615-618; Albert a Kesselring, 2012, s. 817-830).

Rehabilitační jednotka by měla být vyvážená a pestrá. V rámci rehabilitace se využívá i vlivu vizuální a kinetické představy na chůzi s využitím akustického rytmu. Ve studii (Kim et al., 2010, s. 134-143), která tento způsob terapie zkoumala, došli autoři

k závěrům, že terapeutický účinek byl zvýšený při pohybovém nácviku chůze s akustickým rytmem v porovnání s vizuálním nácvikem chůze a akustickým rytmem. V závěru studie bylo uvedeno, že společný pohybový a sluchový trénink při chůzi zvyšuje účinnost rehabilitace.

Dle studie (Sheffler a Chae, 2015, s. 611-623) patří rytmický stimul k účinným prostředkům, jak zlepšit kvalitu chůze. Studie porovnávala samotnou konvenční terapii s konvenční terapií doplněnou o rytmický stimul. Výsledky znázornily, že lepší posun při chůzi nastal u skupiny s konvenční terapií a rytmickým stimulem. Obě dvě skupiny vykazovaly zlepšení ve třech klinických testech TUG, Berg Balance Scale a FMA-LE. Sheffler a Chae (2015, s. 611-623) uvádí, že rytmická stimulace přispívá k symetrické chůzi u pacientů po CMP.

Využití vibrací při terapii také spadá do oblasti rehabilitace. Vibrace jsou využívány jako doplňková léčba. Studie (Liao et al., 2015, s. 1617-1627) hodnotila vliv intenzity vibrací na velikost svalové aktivity svalu m. biceps femoris a m. tibialis anterior. Výzkumu se účastnilo 36 jedinců po CMP v chronickém stádiu. Hodnocení probíhalo ve stoji. Ze závěrů studie je vidět, že došlo ke zvýšení aktivity u obou testovaných svalů, a to jak na paretické, tak i na neparetické dolní končetině. Dle této studie je vhodné při rehabilitačních terapiích použít vibrací pro zvýšení svalové aktivity.

Dalším možným prostředkem pro nácvik chůze je vizuální zpětná vazba. Pro nácvik chůze se využívá herních konzolí. Studie (Morel et al., 2015, s. 315-326) popisuje, že hrací konzole s vizuální zpětnou vazbou se stávají v některých případech účinnější než samotná konvenční rehabilitační terapie. Uvádí se, že rozhodujícím parametrem je diagnóza pacientů. Na závěr je uvedeno, že vizuální zpětná vazba při nácviku chůze má minimálně stejný efekt jako klasická rehabilitace. Herní konzole poskytují dokonalé realistické prostředí. Tato terapie může ovlivnit pacientovo vnímání a interakci s daným virtuálním prostředím.

Tato práce hodnotila vliv rehabilitace na kvalitu chůze. Naše výsledky vykazaly signifikantní posun v rychlosti chůze po páse a po chodbě. Nutno podotknout, že rychlost chůze se hodnotila v rámci polyEMG. Hodnocená svalová aktivita během pěti krokových cyklů pomocí polyEMG nevykázala signifikantní výsledek. Dále došlo ke zlepšení motorických a senzorických funkcí dle klinického testu FMA-LE.

## **5. 2 Vliv rehabilitace na parametry chůze**

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv rehabilitace na kvalitu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). Testované hypotézy se týkaly aktivity svalstva na paretické a neparetické dolní končetině, rychlosti chůze na terapeutickém chodícím páse, rychlosti chůze po chodbě na vzdálenost deset metrů a zhodnocení motorických dovedností pomocí klinického testu FMA-LE. Níže jsou diskutovány jednotlivé aspekty výsledků diplomové práce.

Před vlastním měřením byl proveden klinický test Functional Ambulation Category, který plnil pouze orientační funkci hodnotící motorické dovednosti a zdatnost chůze. Tento klinický test byl současně požadovaným kritériem pro zařazení probandů do studie.

### **5. 2. 1 Rychlost chůze**

Cílem této hypotézy bylo zjistit, zda se změní rychlost při chůzi po páse a při chůzi po chodbě, před zahájením a po ukončení komplexní rehabilitační péče. Došlo k signifikantní změně u výsledků průměrné rychlosti chůze na chodícím páse před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie. Statisticky významná změna nastala i u výsledné průměrné rychlosti chůze po chodbě.

Při prvním měření, tedy před zahájením rehabilitační terapie, byla průměrná rychlost po páse u hodnoceného souboru 1,05 km/h. Po ukončení rehabilitační terapie byla patrná změna v průměrné rychlosti, a to na 1,51 km/h. Před zahájením rehabilitační terapie při prvním měření chůze po chodbě byla průměrná rychlost u testovaného souboru 0,7 km/h. Při druhém měření, po ukončení rehabilitační péče byla průměrná rychlost chůze po chodbě zvýšena na 0,94 km/h.

Z výsledků vyplývá, že došlo ke zlepšení rychlosti chůze jak na chodícím páse, tak i po chodbě. Po porovnání výsledků z chůze po páse a po chodbě je znatelnější navýšení rychlosti především na chodícím páse. Nutno ale podotknout, že rychlost na chodícím páse je jasně předem nastavena dle možností jedince a v průběhu testované chůze na puštěném páse již nedochází ke změně tempa. Naopak při chůzi po chodbě si tempo chůze v průběhu měřeného úseku určuje sám jedinec. Může tedy v některé měřené pasáži tempo zvýšit nebo snížit. I přes tento fakt, došlo k navýšení rychlosti chůze po chodbě.

Po CMP je hodnotícím kritériem rychlost chůze. Zhodnocení rychlosti chůze je nezbytnou součástí klinického vyšetření u pacientů po CMP. Je uváděno (Dickstein, 2008, s. 649), že je to spolehlivý a významný hodnotící parametr. Terapeutické rehabilitační programy po CMP zlepšují chůzi, ale není zcela jasné, které biomechanické parametry chůze nejvíce souvisí se zlepšující se rychlostí chůze (Mulroy et al., 2010, s. 209–223). Běžným jevem u pacientů po CMP je nižší rychlost chůze a narušení chůzového mechanismu (Chung a Lee, 2013, s. 40-43; Mak a Lau, 2011, s. 710-712). Je popisováno (Hiengkaew, Jitaree a Chaiyawat, 2012, s. 1206; Jonkers, Delp a Patten, 2009, s. 129-37), že zvýšení rychlosti chůze nastane u pacientů po CMP, pokud dojde ke zvýšení svalové síly flexoru kyčelního kloubu a plantárních flexorů. Ze studie Mulroy et al. (2010, s. 209–223) vyplývá, že nácvik chůze a silový trénink přispívá ke zlepšení rychlosti chůze. Také je uvedeno, že zlepšení v rychlosti chůze nastane i pokud dojde ke změně v biomechanice kyčelního kloubu.

Během porovnání terapie chůze po chodícím páse bez odlehčení s komplexní konvenční terapií po chodbě u pacientů v chronickém stádiu bylo potvrzeno, že došlo k významnému zvýšení rychlosti a vytrvalosti při chůzi na chodícím páse. Tento výsledek nám sděluje, že s nácvikem chůze na páse lze efektivněji dosáhnout lepších výsledků, a tedy lze i nacvičovat zvýšenou frekvenci kroků (Langhammer a Stanghelle, 2009, s. 46-52). Z našich záznamů polyEMG vyplývá, že došlo po druhém měření ke zvýšené frekvenci kroků a tento fakt byl zároveň potvrzen tím, že došlo i ke zvýšené průměrné rychlosti chůze na terapeutickém chodícím páse. Podobný výsledek byl zaznamenán i ve studiích (Globas et al., 2012, s. 88-92; Duncan, Sullivan a Behrman, 2011, s. 2032; Braden et al., 2012, s. 140-144).

Studie od Franceschini et al. (2009, s. 3079) také posuzovala chůzi po chodícím páse v porovnání s konvenční terapií chůze. Oproti předchozí studii byli testováni pacienti po CMP v subakutním stádiu. Z výsledků nebyl patrný významnější posun při chůzi na chodícím páse jako v předešlé studii. Závěrem studie byl fakt, že chůze na chodícím páse má stejný vliv jako konvenční nácvik chůze po chodbě. V této studii nedošlo k významnému posunu v rychlosti chůze po páse (Franceschini et al., 2009, s. 3079). S výsledky této studie se rozcházíme.

Při nácviku chůze na chodícím páse je nutné správně nastavit i rychlost pásu. Rychlost by měla být oproti běžné rychlosti jedince mírně zvýšena, ale nutno podotknout, že rychlost chůze musí zůstat v komfortní hladině pro jedince. Vlivem

zvýšené rychlosti chodícího pásu na kvalitu chůze se zabývalo mnoho studií. Jednou ze studií je studie (Mohammadi et al., 2017, s. 1-4), která zkoumala, jaký vliv má zvýšená rychlost chůze po páse na funkční stav dolních končetin. Rychlost pásu byla o 40 % vyšší, než byla samovolná rychlost chůze jedince. Studie se zúčastnilo 10 pacientů v chronickém stádiu CMP. Terapie na chodícím páse probíhala třikrát týdně po dobu jednoho měsíce. Funkční stav dolních končetin se hodnotil pomocí klinických testů před zahájením a po ukončení rehabilitačního tréninku chůze na páse. Výsledky ukázaly, že zvýšení rychlosti o 40 % nad normální rychlost běžné chůze může zlepšit funkční aktivitu u osob v chronickém stádiu po CMP. Tyto účinky byly prokázány i po dvou měsících od poslední uskutečněné terapie na chodícím páse. Mohammadi i ve své další studii (Mohammadi a Phadke, 2017, s. 221-228), kde se opět hodnotila chůze na chodícím páse, potvrdila, že zvýšená rychlost o 40 % vykazuje největší zapojení svalů na dolních končetinách oproti běžné rychlosti jedince.

Autor Dickstein (2008, s. 653-654) hodnotil, zda pravidelný nácvik chůze má pozitivní vliv na rychlost. Provádělo se testování na chodícím páse s odlehčením v závěsném aparátu nebo bez něj. Výsledky opět ukázaly zvýšení rychlosti chůze. U pacientů v subakutním stádiu došlo ke zvýšení rychlosti z 0,12 na 0,3 km/h. Výsledky byly statisticky významné, ale u žádného pacienta nedošlo ke zlepšení funkční úrovně. A dále u pacientů v chronickém stádiu nastal posun v rychlosti chůze řádově o 0,13 až 0,19 km/h. Na změnu chůzového stereotypu u pacientů po CMP měla vliv pravděpodobně právě zvýšená rychlost. Výsledky rychlosti chůze korelují s výsledky naší studie. Ve studii je uvedeno, že nedošlo ke zlepšení funkčních dovedností. S tímto závěrem se v naší studii neztotožňujeme, protože klinický test FMA-LE vykázal významný výsledek.

Prostřednictvím zvýšené frekvence krokových cyklů dojde k ovlivnění patologických pohybových vzorů (Tyrell et al., 2011, s. 392-402).

Pokud nastane během nácviku chůze zvýšení rychlosti, pak se to může promítnout i do délky kroku. Studie (Mak a Lau, 2011, s. 710-712) se zaměřila na zhodnocení účinku terapeutického chodícího pásu vzhledem k rychlosti chůze a rovnováhy u pacientů v subakutním stádiu. Závěrem bylo řečeno, že terapie chůze o vyšší rychlosti na chodícím páse přispěla ke zvýšení rychlosti chůze a k prodloužení délky kroku.



Ve studii (Patterson et al., 2008, s. 241-246) je uvedeno, že se zkrácením délky kroku souvisí rychlost chůze, a to stejné platí i pokud dojde k prodloužení kroku. Prodloužením délky kroku dojde ke zvýšení rychlosti chůze a ke snížení krokové kadence. Toto je splněno, jak na paretické, tak i na neparetické dolní končetině. Tento jev je přisuzován neuroplasticitě, které bylo docíleno během opakujících se terapií chůze na chodícím páse. Výsledné parametry vykazovaly stejnou pozitivitu i po šesti měsících, kdy se konalo kontrolní měření. Patterson také uvádí, že prodloužení kroku je pro pacienta přínosnější. Naše studie nehodnotila délku kroku, ale pouze ze záznamů polyEMG lze vidět, že při druhém měření došlo ke zvýšení krokové kadence. Pro celkové objasnění bychom potřebovali znát délku kroku.

Pokud cílem rehabilitace je zvýšení rychlosti, pak v rámci terapie je nutné se zaměřit na snížení trvání jednooporové fáze neparetické dolní končetiny (Goldie, Matyas a Evans, 2001, s. 1059). Naopak pokud by bylo terapeutickým cílem prodloužit dobu jednooporové fáze paretické dolní končetiny, tak by následně pravděpodobně došlo k symetrii krokového cyklu obou dolních končetin, ale rychlost chůze by se snížila (Yavuzer, 2007, s. 712). Balasubramaniana et al. (2007, s. 45-46) naopak tvrdí, že délka kroku nezávisí na rychlosti chůze. Uvádí (Balasubramaniana et al., 2007, s. 45-46), že délka kroku se odvíjí od stupně hemiparézy a kompenzačních mechanismů. Ve studii od Allen, Kautze a Neptune (2014, s. 780-786) je uvedeno, že zlepšení rychlosti chůze u pacientů po CMP lze dosáhnout i pomocí různých koordinačních strategií.

Nácvik chůze po chodícím páse a chůze po chodbě má vliv na kardiovaskulární kondici, vytrvalost, zvýšení rychlosti chůze, rovnováhu, funkční mobilitu a kvalitu života (Globas et al., 2012, s. 92).

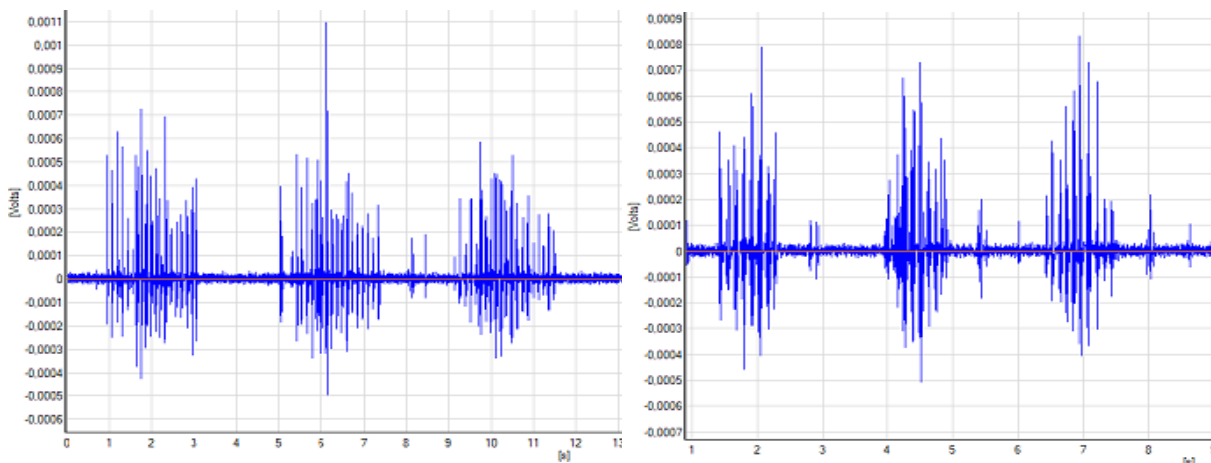
Z pohledu pacientů je po ukončení rehabilitace rozhodujícím faktorem úspěchu skutečná rychlost chůze, které dosáhli než samotný zisk z léčby. Konečná dosažená rychlost je pro pacienty klíčovým bodem, a to z důvodu funkční samostatnosti a nezávislosti (Dickstein, 2008, s. 649).

Zvýšení nebo snížení rychlosti chůze se může vypořádat i z elektromyografického záznamu (polyEMG). Pokud porovnáme záznamy z prvního a druhého měření, tak lze vidět, jak dlouhou dobu se sval aktivoval na začátku a na konci terapie. Po porovnání můžeme určit, zda tedy došlo nebo nedošlo ke zvýšení rychlosti chůze.

## 5. 2. 2 Aktivita svalů paretické dolní končetiny během chůze

V rámci práce byla hodnocena svalová aktivita m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na paretické dolní končetině před zahájením a po ukončení rehabilitační terapie. Porovnávala se aktivita svalů během chůze po chodícím páse a chůze po chodbě. Během chůze po páse na paretické dolní končetině nebyla prokázána statisticky významná změna pro testované svaly dolních končetin. Z obrázku 4 (viz Obrázek 4, s. 41) před zahájením a po ukončení komplexní rehabilitační terapie lze pouze pozorovat tendenci ke zvýšení svalové aktivity u m. tibialis anterior a m. gastrocnemius medialis. Naopak u svalů m. biceps femoris a m. rectus femoris bylo patrné průměrné snížení aktivity (obojí při malém počtu probandů bez statistické významnosti).

Nicméně s ohledem na nízký počet testovaných probandů uvádíme elektromyografický záznam u jednoho probanda, se zřejmým snížením doby trvání aktivity m. gastrocnemius medialis na paretické dolní končetině (viz Obrázek 8). Surové elektromyografické záznamy před a po komplexní rehabilitační péči vykazují rozdíly v časovém zapojení paretického svalu během chůze po páse. V rámci časového měřítka došlo při druhém měření ke zkrácení doby aktivity svalu během jednoho krokového cyklu. Tento jev značí, že došlo ke zvýšení rychlosti chůze na páse, což koreluje s výsledky rychlosti chůze.

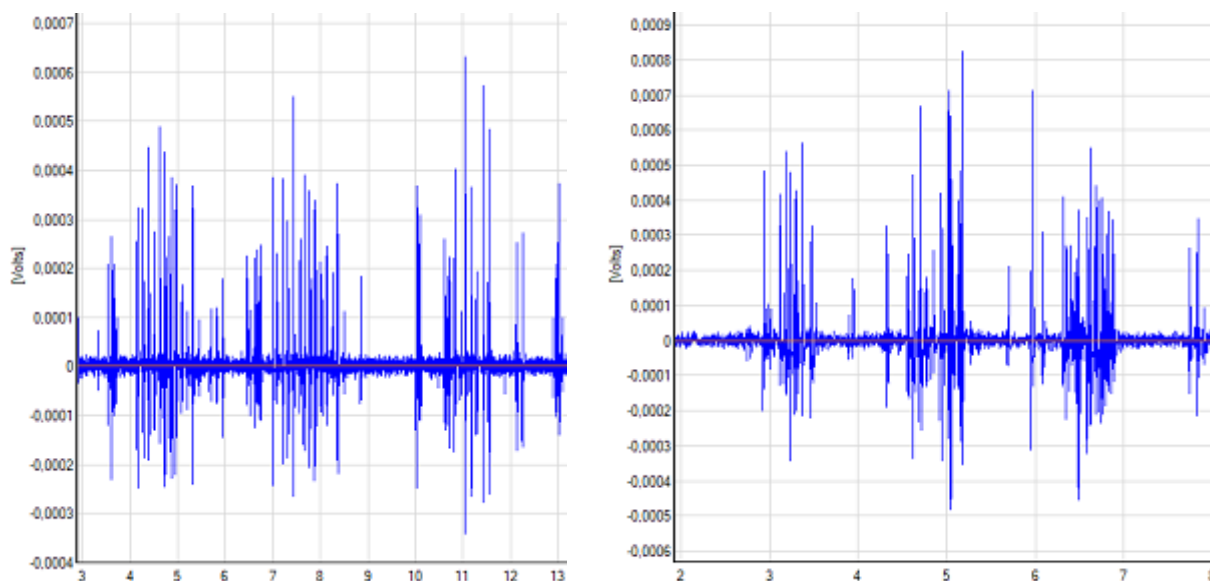


**Obrázek 8 vlevo:** polyEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis při chůzi na páse před RHB (1. měření), **vpravo:** polyEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis při chůzi na páse po RHB (2. měření)

Během chůze po chodbě na paretické dolní končetině také nebyla prokázána signifikantní změna u testovaných svalů dolních končetin. Z obrázku 6 (viz Obrázek 6, s. 42) je patrné v průměru zvýšení svalové aktivity u m. gastrocnemius medialis

a m. rectus femoris. U dvou ostatních testovaných svalů došlo v průměru ke snížení svalové aktivity. Z elektromyografického záznamu chůze po chodbě (viz Obrázek 9) je viditelná nesouměrnost v zapojení svalu m. gastrocnemius medialis. I zde u 2. měření můžeme vidět zkrácení časového úseku aktivity svalu m. gastrocnemius medialis.

Pokud porovnáme chůzi po páse s chůzí po chodbě v rámci paretické dolní končetiny, tak můžeme říci, že preciznější aktivace svalu m. gastrocnemius medialis nastává při chůzi po páse.



**Obrázek 9** vlevo: polyEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis při chůzi po chodbě před RHB (1. měření), vpravo: polyEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis při chůzi po chodbě po RHB (2. měření)

Ikdyž naše studie hodnotila pouze průměrnou aktivitu svalů na dolních končetinách, tak existuje i studie, která hodnotila jednotlivé fáze krokového cyklu. Ve studii od Mulroy et al. (2010, s. 209–223) se hodnotily biomechanické parametry během tréninku na chodícím terapeutickém pásu. V rámci rehabilitační terapie probíhal lokomoční trénink a silový trénink. PolyEMG záznam byl zaznamenán z paretické dolní končetiny. Z biomechanických měřených parametrů byl největší posun v terminální stojné fázi, kdy došlo na paretické dolní končetině ke zvýšení extenze v kyčelním kloubu. PolyEMG záznam paretického svalu m. soleus vykazoval zvýšenou aktivitu. Ze studie vyplývá, že nácvik chůze po chodícím terapeutickém pásu spolu se silovým tréninkem zlepšuje kvalitu chůze, dochází k navýšení svalové aktivity m. soleus a také dochází ke změně v biomechanice kyčelního kloubu.

Dle Mohammadi a Phadke (2017, s. 221-228) má na aktivitu m. peroneus longus významný vliv rychlost chodícího terapeutického pásu, nikoliv jeho zvýšený náklon.

Hodnotila se experimentální a kontrolní skupina. Terapie probíhala na terapeutickém pásu a svalová aktivita byla hodnocena pomocí polyEMG. Bylo zjištěno, že svalová aktivita paretického m. peroneus longus se nezměnila při zvýšeném náklonu chodícího pásu, ale zvýšila se při zvýšené rychlosti chůze. Též uvádí, že prostřednictvím zvýšené aktivity m. peroneus longus dochází k zajištění stability kotníku. Naše výsledky svalové aktivity nevykázaly signifikanci. Ale opět je ve studii výše uvedeno, že svalová aktivita souvisí s rychlostí chůze, což koreluje s výsledky rychlosti naší studie.

Cílem studie od Allen, Kautz a Neptune (2014, s. 780-786) bylo rozlišit asymetrii propulze při porovnání obou dolních končetin. Do studie byli vybráni pouze dva jedinci. Před zahájením rehabilitačního programu měli oba probandi stejnou počáteční rychlost chůze. Měření probíhalo před rehabilitací a po rehabilitaci. Rehabilitace probíhala na chodícím páse tři měsíce. Z polyEMG vyplynulo, že během propulze u prvního hodnoceného probanda došlo po druhém měření ke zvýšené aktivaci svalů m. gastrocnemius medialis, m. biceps femoris a m. semimembranosus. Hlavními brzdícími svaly, které korigovaly propulzi paretické dolní končetiny před rehabilitací, byly svaly m. soleus, m. vastus lateralis a m. rectus femoris. Po rehabilitaci, tedy po druhém měření se sval m. soleus už nepodílel na brzdícím pohybu, nýbrž na aktivním pohybu vpřed. U druhého probanda došlo po druhém měření ke zvýšení aktivity m. gluteus medius a ke snížení aktivity m. gluteus minimus. Při brzdícím pohybu nedošlo ke změně svalové aktivity. Závěrem studie bylo, že u každého probanda došlo k rozdílné aktivaci svalů a hlavními svaly, které se podílely na propulzi, byly jednoznačně plantární flexory. Závěrem bylo popsáno, že svalová aktivita jedné končetiny neovlivňuje svalovou aktivitu druhé končetiny.

Uvádí se (Banks et al., 2017, s. 1-9), že u pacientů po CMP významně limitují průběh chůze patologické svalové kokontrakce jako důsledek poruchy řízení pohybu (zejména spasticity svalů). Nicméně důkaz o svalových kokontrakcích není zcela jednoznačný. Studie Banks et al. (2017, s. 1-9) neprokázala jejich přítomnost při chůzi na chodícím páse v terminální fázi kroku. Naproti tomu se uvádí, že množství svalové kokontrakce může negativně ovlivnit rychlost chůze. Svalové kokontrakce mohly mít rovněž negativní vliv na rychlost chůze u pacientů po CMP v naší studii. Tento faktor ovšem nebyl v této práci hodnocen.

Pokud při rehabilitaci je nacvičována chůze po chodbě, a ne po chodícím páse, tak pro facilitaci svalů se využívá funkční elektrostimulace. Ve studii Sabut (2010, s. 1170-1177) byly zkoumány účinky funkční elektrostimulace spolu s konvenčním

rehabilitačním programem. Hodnotila se povrchová elektromyografie (polyEMG) paretického svalu m. tibialis anterior, rychlost chůze a metabolické parametry. Průměrná absolutní hodnota polyEMG prokázala zvýšení svalové aktivity m. tibialis anterior po pravidelných funkčních elektrostimulacích a rehabilitačních terapiích. Došlo i ke zvýšení průměrné rychlosti chůze a pozitivní vliv terapie měla i na kardiorespirační parametry.

Další studie (Sabut et al., 2011, s. 1-16) se také zaměřila na vliv funkční elektrostimulace. Hodnotili se zvláště pacienti v subakutním stádiu a ve chronickém stádiu. Všichni podstoupili funkční elektrostimulaci a konvenční rehabilitační terapii s nácvikem chůze. Zlepšení nastalo v kadenci a v délce kroku. Dle polyEMG záznamu došlo i k navýšení svalové aktivity m. tibialis anterior u obou skupin. Pacienti v subakutním stádiu se zlepšili více oproti pacientům ve stádiu chronickém. Z výsledků je patrný pozitivní efekt na chůzi u pacientů po CMP (Sabut et al., 2011, s. 1-16). Naše studie se nezabývala funkční elektrostimulací, ale dle výsledků obou studií je jasné, že funkční elektrostimulace přispívá ke zvýšení svalové aktivity na paretické dolní končetině. Naše výsledky vykazovaly po druhém měření průměrné snížení svalové aktivity m. tibialis anterior. Ze studie (Sabut et al., 2011, s. 1-16) také vyplývá, že existuje vztah mezi svalovou aktivitou m. tibialis anterior a rychlostí chůze, což opět nás odkazuje na studie v podkapitole Rychlost chůze.

Je uváděno (Jonsdottir et al., 2010, s. 478-485), že polyEMG biofeedback neprokázal jednoznačný vliv během rekvalifikace chůze po CMP. Studie Jonsdottir et al. (2010, s. 478-485) hodnotila účinnost polyEMG u svalu m. gastrocnemius lateralis paretické dolní končetiny. Testovaná skupina podstupovala biofeedback dle principů motorického učení. Kontrolní skupina podstoupila klasickou konvenční rehabilitační terapii. V rámci terapií bylo cílem aktivovat plantární flexory. Výsledky ukázaly, že biofeedback pomohl zlepšit kvalitu chůze u účastníků s chronickou hemiparézou. V experimentální skupině došlo k významnému zvýšení rychlosti a délky kroku. Dle výsledků byl prokázán pozitivní vliv biofeedbacku na kvalitu chůze. Ze studie (Jonsdottir et al., 2010, s. 478-485) také vyplývá, že pravidelný trénink svalů na dolních končetinách přispívá ke zlepšení kvality chůze a rychlosti. Výsledky také poukazují na důležitý rozvoj léčebných přístupů, které přispívají ke zlepšení kvality chůze a rychlosti.

Začátek chůze je považován za jedinečný a náročný úkol. Centrální nervový systém využívá stabilizačního systému a mechanismů iniciace pro započetí chůze.

Touto otázkou se zabývala studie od Sousa, Silva a Santos (2015, s. 960-965). Cílem studie (Sousa, Silva a Santos, 2015, s. 960-965) bylo zhodnotit posturální korekci v oblasti kotníků během iniciace chůze u pacientů v chronickém stádiu po CMP. Hodnotil se sval m. tibialis anterior, m. soleus a m. gastrocnemius medialis. Během iniciace kroku byla pozorována nižší svalová aktivita u svalu m. tibialis anterior a m. soleus. Vyšší aktivita nastala u svalu m. gastrocnemius medialis. Dysfunkce nebo snížená svalová aktivita paretického m. tibialis anterior je typickým znakem u pacientů po CMP. Tato studie také odkazuje na další studie, které tento fakt také potvrdily. Jednou ze studií je studie od autorů Burridge et al. (2001, s. 427-434), ve které je uvedeno, že po atace CMP dochází k poklesu svalové aktivity dorzálních flexorů během fáze švihové a nedosažení dotyku paty při iniciálním kontaktu. Závěrem bylo uvedeno, že syndrom padající špičky narušuje krokový cyklus (Burridge et al., 2001, s. 427-434). I přesto, že naše výsledky nevykázaly signifikantní posun, tak při chůzi po páse došlo k průměrnému zvýšení svalové aktivity u svalu m. gastrocnemius medialis, jako je uvedeno ve studii výše.

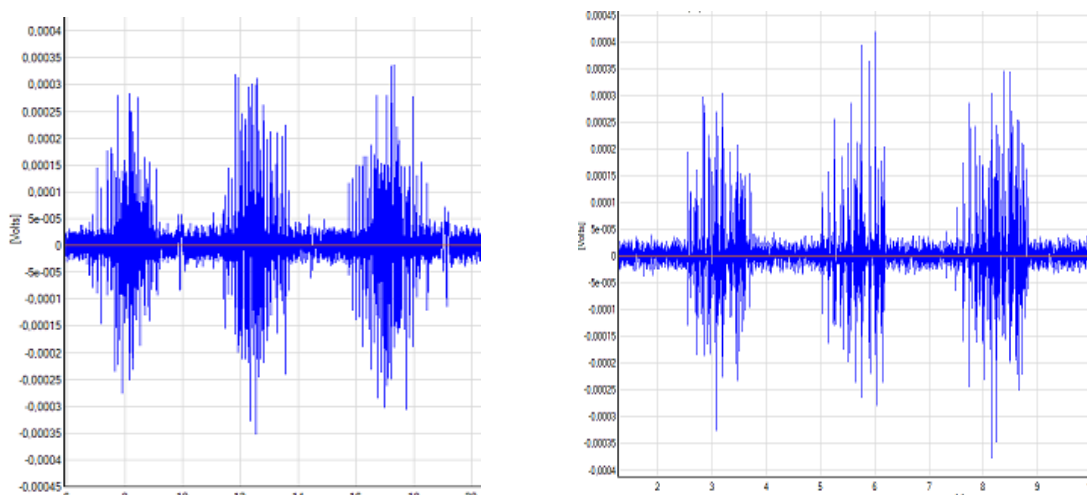
Na závěr této podkapitoly zde uvádíme studii Stephenson et al. (2010, s. 109-115). Hodnotila, zda na svalovou aktivitu dolních končetin má vliv držení se madel během chůze po páse. Bylo prokázáno, že při aktivních pohybech horními končetinami a v situaci, kdy se horní končetiny drží madel, dochází k odlišné svalové aktivaci na dolních končetinách.

Tato podkapitola se věnovala změnám v aktivaci svalů na paretické dolní končetině. Svalová aktivita paretické dolní končetiny úzce souvisí s rychlostí chůze. Pro nás je důležité i to, jak se během chůze u pacientů po CMP zapojuje neparetická dolní končetina.

### **5. 2. 3 Aktivita svalů neparetické dolní končetiny během chůze**

Cílem bylo zjistit, zda došlo ke změně svalové aktivity na neparetické dolní končetině při chůzi po páse i chodbě, před zahájením a po ukončení komplexní rehabilitační péče. Z obrázku 5 (viz Obrázek 5, s. 41) plyne, že u měřených neparetických svalů dolní končetiny při chůzi po páse nedošlo k signifikantním změnám. V průměru došlo ke snížení svalové aktivity m. tibialis anterior, m. rectus femoris a m. biceps femoris. U svalu m. gastrocnemius medialis došlo v průměru k mírnému zvýšení.

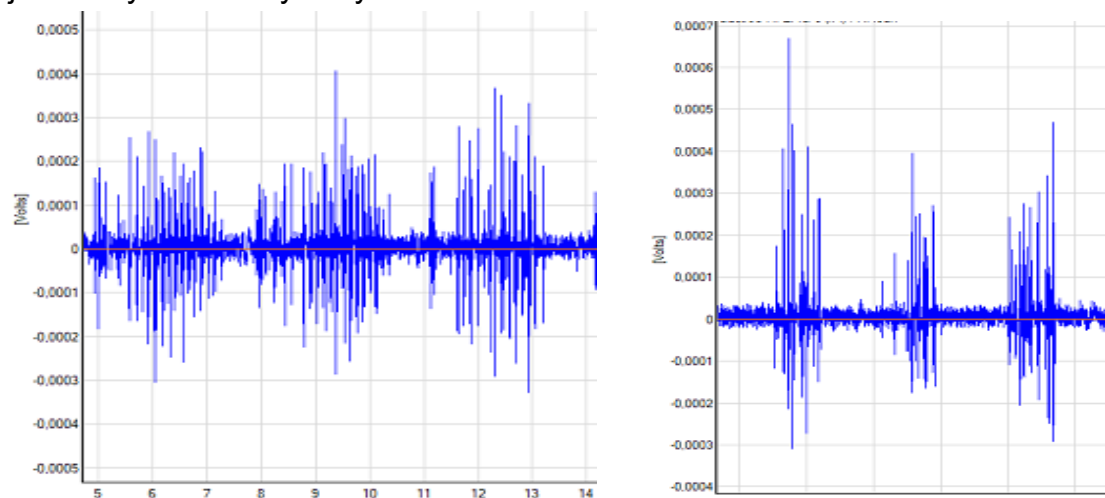
Ze surového elektromyografického záznamu m. gastrocnemius medialis (viz Obrázek 10) na neparetické dolní končetině je vidět, že nedošlo k výrazné změně ve svalové aktivitě.



**Obrázek 10 vlevo:** polyEMG signál neparetického m. gastrocnemius medialis při chůzi na páse před RHB (1. měření), **vpravo:** polyEMG signál neparetického m. gastrocnemius medialis při chůzi na páse po RHB (2. měření)

Během chůze po chodbě (viz Obrázek 7, s. 42) u svalů na neparetické dolní končetině nebyly výsledky statisticky významné. Při vyhodnocování byl v průměru patrný nárůst svalové aktivity pouze u svalu m. tibialis anterior. U dalších třech svalů došlo v průměru ke snížení svalové aktivity (ovšem bez statistické významnosti).

Ze záznamu svalu m. gastrocnemius medialis pomocí polyEMG u neparetické dolní končetiny během chůze po chodbě je znatelná změna ve svalové aktivitě (viz Obrázek 11). Sval m. gastrocnemius medialis zkrátil dobu aktivace v průběhu jednotlivých krokových cyklů.



**Obrázek 11 vlevo:** polyEMG signál neparetického m. gastrocnemius medialis při chůzi po chodbě před RHB (1. měření), **vpravo:** polyEMG signál neparetického m. gastrocnemius medialis při chůzi po chodbě po RHB (2. měření)

U pacientů po CMP jsou příznačně atypické vzorce svalové aktivity během chůze. Ve studii Silva et al. (2012, s. 111-116) se hodnotily koaktivační mechanismy svalů m. tibialis anterior a m. soleus na obou dolních končetinách. Hodnotilo se 20 vybraných jedinců. PolyEMG záznam byl získán během chůze po chodbě. V rámci studie nebyly žádné signifikantní výsledky potvrzeny. Pro znázornění byly uvedeny střední hodnoty testovaných svalů. U svalu m. soleus byly hodnoty nižší na neparetické dolní končetině oproti paretické dolní končetině. U svalu m. tibialis anterior nastal přesný opak. Výsledky naší studie se s touto studií ztotožňují ve smyslu zvyšující se tendence svalové aktivity m. tibialis anterior během chůze.

Zajímavé jsou rovněž výsledky studie porovávající chůzi s vycházkovou holí a chůzi ve vysokém chodítku. Uvádí se, že nácvik chůze s vysokým chodítkem je výhodnější než chůze s jednou vycházkovou holí. Studovala se svalová aktivita na obou dolních končetinách. Bylo zjištěno, že během chůze ve vysokém chodítku docházelo k podobnému zapojení svalů jako u zdravého jedince. Při chůzi ve vysokém chodítku došlo ke snížení svalové kokontrakce svalu m. rectus femoris, oproti chůzi s vycházkovou holí. Je uvedeno, že pro nácvik chůze u pacientů po CMP má z hlediska kvality chůze větší efekt chůze ve vysokém chodítku (Miljković et al., 2013, s. 491-501). Z této studie lze předpokládat, že během nácviku chůze došlo i ke změně motorického řízení. I když byly stanoveny jiné testovací podmínky (vysoké chodítko a vycházková hůl) oproti naší studii, tak v rámci našeho testování také došlo ke snížení svalové aktivity neparetického m. rectus femoris během chůze po chodbě.

Uvádí se, že neurální funkce neparetické dolní končetiny významně ovlivňují obnovu chůze u pacientů po CMP. Příkladem může být terapie, která je zacílena na motorickou funkci plantárních flexorů. Cílem takové terapie je maximální zapojení svalu a celkové zlepšení lokomočního stereotypu (Palmer et al., 2017, s. 1615-1624).

Studie autorů Klein et al. (2013, s. 283-297) se zabývali svalovou slabostí dorzálních flexorů. Testovali, zda svalová slabost je způsobena poškozením nervů nebo svalovou atrofií. Studie se zúčastnilo pět mužů a dvě ženy, kteří prodělali CMP minimálně dva roky před začátkem této studie. Pomocí polyEMG se hodnotil m. gastrocnemius, m. soleus a m. tibialis anterior. Elektroda pro snímání nervové aktivity nervus fibularis byla umístěna pod hlavičkou fibuly. Jednalo se o tyčovou elektrodu značky Medtronic. Impulsy byly aplikovány konstantním proudem každých pět sekund. Výsledky znázorňují, že aktivita m. tibialis anterior se nijak výrazně nelišila od končetiny paretické a zdravé. Průměr maximální aktivace byl nižší na straně



paretické končetiny. Záznam z aktivace svalu na paretické straně vykazuje mírné zpoždění oproti zdravé dolní končetině. Svalová atrofie a nervová poškození nebyla prokázána během testování, a to i přes sníženou aktivitu svalů sledovaných pomocí elektromyografie.

Chůze na terapeutickém chodícím páse neovlivňuje pouze paretickou dolní končetinu, ale příznivě působí i na svalovou aktivitu neparetické dolní končetiny. Ve studii dle Mohammadi a Phadke (2017, s. 227) došlo u neparetického svalu m. peroneus longus ke zvýšení aktivity jednak při zvýšeném náklonu terapeutického chodícího pásu, tak i při zvýšené rychlosti chůze. Autoři studie Mohammadi a Phadke (2017, s. 227) popisují, že při zvýšeném náklonu chodícího pásu dojde ke zvýšení aktivity neparetického m. peroneus longus. To nastane za předpokladu, že dojde i ke zvýšení aktivity neparetického svalu m. gastrocnemius medialis. Důvodem této svalové souhry je udržení rovnováhy a stability hlezenního kloubu při zvýšeném náklonu chodícího pásu.

Studie (Allen, Kautz a Neptune, 2014, s. 780-786) porovnávala propulzi i na neparetické dolní končetině. Výsledkem bylo zjištění, že svaly na paretické dolní končetině nijak neovlivňují svaly na neparetické dolní končetině během propulze. Dle našich výsledků s tímto tvrzením nemůžeme souhlasit a ani ho vyvrátit. Propulze nebyla v této práci hodnocena.

Sousa, Silva a Santos (2015, s. 960-965) uvádí, že po atace CMP dochází i na neparetické dolní končetině k dysfunkci posturálních mechanismů během iniciace chůze. Výsledky ukazují, že u pacientů v chronickém stádiu dochází oboustranně k dysfunkci svalových skupin v oblasti dolních končetin.

Pro chůzi je nutná svalová souhra jak na neparetické dolní končetině, tak i na paretické dolní končetině. I když svalová aktivita pomocí polyEMG nevykazovala statisticky významný posun ani na neparetické dolní končetině, tak přesto jsme ještě hodnotili motorické dovednosti prostřednictvím klinického testu FMA-LE.

#### **5. 2. 4 Funkční vyšetření u pacientů po CMP**

V práci bylo rovněž testováno, zda dojde vlivem rehabilitace ke změnám výsledků klinického testu FMA-LE.

Při porovnání výsledků testu FMA-LE došlo k signifikantní změně u hodnocených motorických schopností, jako jsou motorické funkce a senzitivita. Signifikantní změna byla zjištěna u motorických funkcí na paretické i neparetické dolní končetině a u senzitivity na paretické dolní končetině. Přesné hodnoty lze dohledat v tabulce 5 (viz Tabulka 5, s. 37). Celkové hodnoty všech probandů po 2. měření se zvýšily v porovnání s hodnotami po 1. měření.

Škála Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity (FMA-LE) je standardizovaný klinický test, který je uznávaný pro klinické hodnocení motorických dovedností u pacientů po CMP. Tento test je vhodný pro klasifikaci celkového klinického výkonu pacienta (Sullivan et al., 2011, s. 431; Oliveira, Cacho a Borges, 2006, s. 735; Gladstone, Danells a Black, 2016, s. 239). Je mnoho studií, které potvrzují platnost testu FMA-LE. Jednou ze studií ověřující platnost byla studie (Sullivan et al., 2011, s. 427-429), která se zaměřila na zhodnocení motorických a sensorických funkcí u pacientů po CMP. Se studií souhlasilo 15 pacientů po CMP s hemiparézou. Výsledkem bylo potvrzení vysoké spolehlivosti testu. Vysoká validita byla prokázána u motorických i sensorických funkcí. Ze studie vyplývá, že tento test je vhodný použít jak pro klinickou praxi, tak i pro výzkumné studie.

Cílem výzkumů je zjistit, který z klinických testů je nejvíce validní u hodnocené skupiny. Takovou studií je například studie (Oliveira, Cacho a Borges, 2006, s. 731-735), která se zaměřila na zhodnocení rozdílu mezi klinickými testy: Fugl-Meyer Assessment (FMA), Berg Balance Scale a Barthel Index. Do studie bylo vybráno 20 pacientů po primární atace s hemiparézou. Z výsledků je uvedeno, že klinický test Barthel Index závisel na celkovém motorickém hodnocení FMA. Výsledné hodnoty FMA korelovaly s hodnotami Berg Balance Scale. Tato studie potvrdila přínos FMA pro klinickou praxi.

Cévní mozková příhoda (CMP) vede k motorickému postižení. Po atace mohou být lehké nebo těžké deficity. Pomocí Fugl-Meyer Assessment škály byl ve studii (Katz-Laurer et al., 2006, s. 399-404) hodnocen efekt rehabilitační terapie. Hodnotily se motorické funkce na dolních končetinách. Tato studie měla za cíl zhodnotit efekt intenzivního tréninku u pacientů v subakutním stádiu po CMP. Se studií souhlasilo 24 lidí. Následně byli rozděleni do dvou skupin. První skupina se účastnila

rehabilitačních terapií a jízdy na kole, a to po dobu 3 týdnů. Druhá skupina měla rehabilitační terapie, ale bez jízdy na kole. Ze studie vyplývá, že první skupina, která podstoupila cvičení a jízdu na kole, tak dosáhla zvýšených motorických dovedností oproti skupině druhé. Klinický test FMA-LE prokázal zlepšení motorických schopností u první skupiny. Ze studie také vyplývá, že pravidelná jízda na kole podporuje svalovou sílu a svalovou kontrolu na dolních končetinách. Studie také popisuje, že kdyby došlo ke zlepšení svalové kontroly na dolních končetinách, pak by mohl nastat i posun ve stabilitě těla při stoje a chůzi. Zároveň by došlo k přenesení vlastní váhy těla na postiženou dolní končetinu. Z výsledků naší studie tuto domněnku nemůžeme potvrdit, protože jsme nehodnotili jízdu na kole. V potaz můžeme brát pouze pozitivní výsledky testu FMA-LE.

Fugl Meyer Assessment Lower Extremity (FMA-LE) byl zařazen do studie (Mohammadi et al., 2017, s. 1-4), kde se hodnotila chůze na terapeutickém chodícím páse. Klinický test byl vyhodnocen před testovanou chůzí po páse, následovala čtyřtýdenní intenzivní rehabilitační terapie a posléze byl opět vyhodnocen klinický test. Výsledky klinického testu byly statisticky signifikantní. Došlo ke zlepšení motorických dovedností. S výsledky studie souhlasíme a potvrzujeme.

Další studie (Mao et al., 2015, s. 2-8) hodnotila změny v rovnováze, motorických funkcích a časoprostorových parametrech chůze u pacientů po CMP. 24 jedinců bylo rozděleno do dvou skupin. U první skupiny probíhal trénink na chodícím páse a u druhé skupiny byla trénována chůze po chodbě. Motorické schopnosti byly opět hodnoceny klinickým testem FMA-LE. V rámci FMA-LE došlo ke zvýšení motorických dovedností jak při chůzi po chodbě, tak i při chůzi po páse. U první skupiny bylo navýšení z 22 na 24 bodů a u druhé skupiny bylo navýšení z 22 na 25 bodů. Mezi testovanými skupinami nedošlo k signifikantnímu zlepšení. U subakutních pacientů po CMP může vést nácvik chůze po páse i po chodbě ke zlepšení. Dle studie je přínosnější nácvik chůze po páse. Tento závěr opět souhlasí s výsledky naší studie. Můžeme i potvrdit, že chůze po páse vykazuje větší zlepšení oproti nácviku chůze po chodbě.

Přesto, že nedošlo k významným změnám ve svalové aktivitě, je zřejmé zlepšení ve schopnosti chůze, s ohledem na zlepšení rychlosti chůze. Tento fakt může souviset právě se zlepšením motorických a senzorických funkcí.

### 5. 3 Přínos pro praxi

Ze statistických výsledků povrchové elektromyografie nelze potvrdit pozitivní vliv rehabilitační terapie na kvalitu chůze. Při porovnání 1. a 2. měření nebyly jasně patrné pozitivní změny v aktivitě svalů, jak na paretické dolní končetině, tak i na neparetické dolní končetině, a to v testových situacích jako byla chůze po páse a chůze po chodbě.

Výzkum prokázal příznivý vliv komplexní rehabilitační péče a přístrojové terapie chůze na rychlost chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). Pozitivní změnou byla zvýšená rychlost u chůze na chodícím páse a zároveň i u chůze po chodbě. Přínosem pro praxi je, že lze docílit zvýšení rychlosti chůze u pacientů po CMP konvenční rehabilitační terapií spolu s terapeuticky vedeným nácvikem chůze po chodbě, anebo nácvikem chůze na chodícím páse.

Existuje velká škála technik, které jsou zacíleny zejména na zlepšení chůzového mechanismu. Přispívají především k mobilitě a samostatnosti jedince. V rámci konzervativní rehabilitační terapie je nutná kombinace manuálních technik, jako jsou Bobath koncept, propioceptivní neuromuskulární facilitace, metoda dle Brunnströmové, metoda dle Roodové a mnoho dalších. Při terapii je přínosné kombinovat konzervativní rehabilitační terapii s přístrojovou terapií (Krobot et al., 2017, s. 521-525). Přístrojová terapie chůze může probíhat na terapeutických chodících pásech či roboticky asistovaných přístrojích. Nácvik chůze na terapeuticky chodících pásech může probíhat jednak s odlehčením pomocí závěsného aparátu, dále s dopomocí přídatné zpětné vazby anebo s využitím virtuálního prostředí, jež je v posledních letech stále více propagováno. Díky této možné kombinaci rehabilitační terapie se rehabilitace stává pro pacienta mnohem zajímavější. Přínosem pestré rehabilitace je i zvýšená motivace jedince, která přispívá k lepším výsledkům. Zvýšení motivace pacienta například nastává, když vidí okamžitou zpětnou vazbu v podobě zvýšení rychlosti na chodícím páse oproti předcházejícímu nácviku chůze.

Z výsledků této studie vyplývá, že použití standardizovaného klinického testu FMA-LE přispívá k hodnocení a porovnání motorických dovedností u pacientů po CMP. Přínosná validita byla zjištěna u testovaných dílčích složek jako jsou motorické funkce a senzitivita. Je nutné podotknout, že test FMA-LE by měl být hodnocen vždy stejnou osobou, a to proto, aby nedošlo k případnému zkreslení výsledků.

Pro veškerá hodnotící měření je nutné dodržovat přesné zásady měření a akceptovat předem nastavený postup.

## 5. 4 Limity studie

K limitům studie je nutné zařadit nehomogenost vybraného testovaného souboru. Do výzkumné části bylo zařazeno celkem 10 probandů, z toho ale 1 proband nesplnil výstupní měření, a tak byl z výzkumu vyřazen. Dalším aspektem byl nepoměr mezi počtem mužů a počtem žen. Studie se zúčastnili 3 muži a 6 žen. Všichni prodělali primoataku CMP, ale pouze 7 pacientů bylo v subakutním stádiu, zbylí 2 pacienti se nacházeli už ve stádiu chronickém. Dalším rozdílným aspektem bylo, že měli rozdílné postižení cévního povodí. 7 pacientů mělo postižení v povodí a. cerebri media a 2 pacienti měli diagnostikovanou lézi v povodí vertebrobasilárním.

Pro lepší konzistenci testované skupiny a výsledků by bylo zapotřebí vytvořit kritéria tak, aby se hodnotila skupina pacientů s postižením jednoho konkrétního povodí. Pro objektivnější výsledky by bylo nutné otestovat i rozsáhlejší skupinu. Výsledky testovaných 9 lidí značí o malé pravděpodobnosti prokázání léčebného efektu, proto by bylo zapotřebí testovanou skupinu osob rozšířit. Pro lepší celistvost by bylo také vhodné stanovit časové rozpětí mezi 1. a 2. měřením. V této studii byla průměrná doba hospitalizace v rozmezí od 4 po 17 dní. Takto rozdílné rozmezí snižuje pravděpodobnost pozitivního výsledku. V rámci klinického testu Functional Ambulation Category, díky kterému jsme ověřili schopnost motorických dovedností před zahájením rehabilitační terapie, by bylo vhodnější zařadit do budoucí studie pouze pacienty se stejně získanou hodnotou motorických dovedností. V této studii bylo akceptováno bodové ohodnocení v rozmezí 4 až 6.

## Závěr

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv komplexní intenzivní rehabilitační péče na kvalitu chůze po terapeutickém chodícím páse a chůze po chodbě. Testování probíhalo před zahájením a po ukončení rehabilitačního programu.

Komplexní rehabilitace obsahovala dvakrát denně rehabilitační jednotku s fyzioterapeutem a jednou denně nácvik chůze na chodícím páse.

Statisticky významný posun nastal v rychlosti chůze na terapeutickém chodícím páse. Před zahájením rehabilitační terapie byla u hodnoceného souboru průměrná rychlost chůze na chodícím páse 1,05 km/h. Po druhém měření došlo u testovaného souboru ke zlepšení rychlosti chůze na 1,51 km/h.

Signifikantním výsledkem bylo i zvýšení rychlosti chůze po chodbě. Průměrná rychlost při prvním měření u testovaného souboru byla 0,7 km/h. Při druhém měření se zvýšila průměrná hodnota rychlosti na 0,94 km/h.

I přesto, že výsledky poukazující na rychlost chůze vykazovaly signifikantní rozdíl při chůzi po páse i po chodbě, tak pro testovanou svalovou aktivitu během obou typů chůzí žádné signifikantní rozdíly nevyšly. Je možné předpokládat, že důvodem byl nízký počet testovaných probandů.

Statisticky významná změna nastala i u výsledků standardizovaného klinického testu FMA-LE. Došlo ke zvýšení bodového ohodnocení v rámci motorických funkcí na paretické i neparetické dolní končetině a dále senzitivity na paretické dolní končetině.

Výsledky diplomové práce potvrdily vliv komplexní rehabilitační terapie na kvalitu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). Došlo k signifikantnímu zvýšení průměrné rychlosti chůze na terapeutickém chodícím páse a chůze po chodbě. Dále došlo k významnému posunu v klinickém hodnocení testu Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity (FMA-LE). Zlepšení motorických a sensorických funkcí může souviset se zvýšenou rychlostí, a tedy se zlepšenou schopností chůze.

V této diplomové práci bylo potvrzeno, že konvenční rehabilitační terapie spolu s přístrojovou terapií přispívá k dosažení lepší kvality chůze.

## Referenční seznam

ABERNETHY, B. 2005. *The biophysical foundations of human movement* (2nd ed.). Champaign IL: Human Kinetics. ISBN 07-360-4276-8.

ADA, L., DEAN, C. M., HALL, J. M., BAMPTON, J., CROMPTON, 2003. A treadmill and overgroundwalking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo-controlled, randomized trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 84(10), 1486-1491, [cit. 2019-04-28]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi 10.1016/S0003-9993(03)00349-6.

AMBLER, Z. 2011. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]* (7. vyd.). Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-707-3.

ALBERT, S. J., KESSELRING, J. 2012. Neurorehabilitation of stroke. *Journal of neurology* [on-line]. 5(259), 817–832, [cit. 2019-04-24]. ISSN 0340-5354. Dostupné z: doi 10.1007/s00415-011-6247-y.

ALLEN, J. L., KAUTZ, S. A., NEPTUNE, R. R. 2014. Forward propulsion asymmetry is indicative of changes in plantarflexor coordination during walking in individuals with post-stroke hemiparesis. *Clinical Biomechanics* [online]. 29(7), 780-786, [cit. 2019-04-28]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi 10.1016/j.clinbiomech.2014.06.001.

ANDERSEN, L. L., ZEEMAN, P., JØRGENSEN, J. R., BECH-PEDERSEN, D. T., SØRENSEN, J., KJÆR, M., ANDERSEN, J. L. 2011. Effects of Intensive Physical Rehabilitation on Neuromuscular Adaptations in Adults with Poststroke Hemiparesis. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 25(10), 2808-2817, [cit. 2019-04-29]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi 10.1519/JSC.0b013e31822a62ef.

BALASUBRAMANIAN, Ch. K., BOWDEN, M. G., NEPTUNE, R. R., KAUTZ, S. A. 2007. Relationship Between Step Length Asymmetry and Walking Performance in Subjects With Chronic Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 88(1), 43-49, [cit. 2019-02-25]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2006.10.004.

BALASUBRAMANIAN, Ch. K., LI, Ch., BOWDEN, M. G., DUNCAN, P. W., KAUTZ, S. A., VELOZO, C. A. 2016. Dimensionality and Item-Difficulty Hierarchy of the Lower Extremity Fugl-Meyer Assessment in Individuals With Subacute and Chronic Stroke.

*Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 97(4), 582-589, [cit. 2019-04-18]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2015.12.012.

BANKS, C. L., HUANG, H. J., LITTLE, V. L., PATTEN, C. 2017. Electromyography Exposes Heterogeneity in Muscle Co-Contraction following Stroke. *Frontiers in Neurology* [online]. 8, 1-11, [cit. 2019-04-29]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi 10.3389/fneur.2017.00699.

BARCALA, L., GRECCO, L. A. C., COLELLA, F., LUCARELI, P. R. G., SALGADO, A. S. I., OLIVEIRA, C. S. 2013. Visual Biofeedback Balance Training Using Wii Fit after Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 25(8), 1027-1032, [cit. 2019-03-23]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi 10.1589/jpts.25.1027.

BELDA-LOIS, J., MENA-DEL HORNO, S., BERMEJO-BOSCH, I., et al. 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 8(1), 1-19, [cit. 2019-04-25]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-8-66.

BEYAERT, C., VASA, R., FRYKBERG, G.E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 45(4-5), 335-355, [cit. 2019-02-28]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi 10.1016/j.neucli.2015.09.005.

BRADEN, H. J., HILGENBERG, S., BOHANNON, R. W., KO, M., HASSON, S. 2012. Gait Speed Is Limited but Improves Over the Course of Acute Care Physical Therapy. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. 35(3), 140-144 [cit. 2019-04-28]. ISSN 1539-8412. Dostupné z: doi 10.1519/JPT.0b013e31824baa1e.

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. *Medical Engineering & Physics* [online]. 23(6), 427-434, [cit. 2019-04-28]. ISSN 13504533. Dostupné z: doi 10.1016/S1350-4533(01)00061-3.

CLARK, D. J., CONDLIFFE, E. G., PATTEN, C. 2006. Activation impairment alters muscle torque–velocity in the knee extensors of persons with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology* [online]. 117(10), 2328-2337, [cit. 2019-02-25]. ISSN 13882457. Dostupné z: doi 10.1016/j.clinph.2006.07.131.



- 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* [online]. 61(3), 117-124, [cit. 2019-04-19]. ISSN 18369553. Dostupné z: doi 10.1016/j.jphys.2015.05.017.
- CROW, J. L., HARMELING-VAN DER WEL, B. C. 2008. Hierarchical Properties of the Motor Function Sections of the Fugl-Meyer Assessment Scale for People After Stroke: A Retrospective Study. *Physical Therapy* [online]. 88(12), 1554-1567, [cit. 2019-04-27]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20070186.
- DAN, B. 2014. *Cerebral Palsy: Science and Clinical Practice*. London: Mac Keith Press. ISBN 978-1-909962-38-5.
- DE LUCA, C. J. 1997. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 13(2), 135-163, [cit. 2019-02-27]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi 10.1123/jab.13.2.135.
- DICKSTEIN, R. 2008. Rehabilitation of Gait Speed After Stroke: A Critical Review of Intervention Approaches. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 22(6), 649-660, [cit. 2019-04-28]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi 10.1177/1545968308315997.
- DOBKIN, B. H. 2005. Rehabilitation after Stroke. *New England Journal of Medicine* [online]. 352(16), 1677-1684, [cit. 2019-04-19]. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi 10.1056/NEJMcp043511.
- VANDER SLOTEN, J., VERDONCK, P., NYSSSEN, M., HAUEISEN, J. 2009. Patient-Driven Cooperative Gait Training with the Rehabilitation Robot Lokomat. In: DUSCHAU-WICKE, A., ZITZEWITZ, J. V., LÜNENBURGER, L., RIENER, R. *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering* (4th ed.). Berlin Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. ISBN 978-3-540-89207-6.
- DUNCAN, P. W., SULLIVAN, K. J., BEHRMAN, A. L. 2011. Body-Weight–Supported Treadmill Rehabilitation after Stroke. *New England Journal of Medicine* [online]. 364(21), 2026-2036, [cit. 2019-04-28]. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi 10.1056/NEJMoa1010790.
- DYLEVSKÝ, I. 2009. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1648-0.

ENG, J. J., TANG, P. 2014. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert Review of Neurotherapeutics* [online]. 7(10), 1417-1436, [cit. 2019-04-19]. ISSN 1473-7175. Dostupné z: doi 10.1586/14737175.7.10.1417.

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

FRANCESCHINI, M., CARDA, S., AGOSTI, M., ANTENUCCI, R., CISARI, D. a C. 2009. Walking After Stroke: What Does Treadmill Training With Body Weight Support Add to Overground Gait Training in Patients Early After Stroke?. *Stroke* [online]. 40(9), 3079-3085, [cit. 2019-04-28]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi 10.1161/STROKEAHA.109.555540.

Fugl-Meyer Assessment. 2019. *Sahlgrenska Academy Institute of Neuroscience and Physiology* [online]. [cit. 2019-04-14]. Dostupné z: [https://neurophys.gu.se/english/departments/clinical\\_neuroscience\\_and\\_rehabilitation/rehabilitation-medicine/fugl-meyer](https://neurophys.gu.se/english/departments/clinical_neuroscience_and_rehabilitation/rehabilitation-medicine/fugl-meyer)

FULK, G. D., ECHTERNACH, J. L. 2008. Test-Retest Reliability and Minimal Detectable Change of Gait Speed in Individuals Undergoing Rehabilitation After Stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. 32(1), 8-13, [cit. 2019-03-23]. ISSN 1557-0576. Dostupné z: doi 10.1097/NPT0b013e31816593c0.

GÁL, O., HOSKOVCOVÁ, M., JECH, R. 2015. Neuroplasticita, restituce motorických funkcí a možnosti rehabilitace spastické parézy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 22 (3), 101–127, [cit. 2019-04-23]. ISSN 12112658. Dostupné z: <https://www.medvik.cz/bmc/view.do?cgid=1093691&ctype=bibliomedica>.

GILLINGHAM, A., LOPEZ, M., 2013. *Treadmills: Kinematic Variability, Uses in Therapy and Effects on Muscle Activity*. New York: Nova Science Publishers. ISBN 9781624177842.

GLADSTONE, D. J., DANELLS, C. J., BLACK, S. E. 2016. The Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery after Stroke: A Critical Review of Its Measurement Properties. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 16(3), 232-240, [cit. 2019 04-16]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi 10.1177/154596802401105171.

- GLOBAS, Ch., BECKER, C., CERNY, J., LAM, J. M., LINDEMANN, U., FORRESTER, L. W., MACKO, R. F., LUFT, A. R. 2012. Chronic Stroke Survivors Benefit From High-Intensity Aerobic Treadmill Exercise. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 26(1), 85-95, [cit. 2019-04-28]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi 1177/1545968311418675.
- GOLDIE, P. A., MATYAS, T. A., EVANS, O. M. 2001. Gait after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 82(8), 1057-1065, [cit. 2019-02-25]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi 10.1053/apmr.2001.25085.
- GÖTZ-NEUMANN, K. 2006. *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie* (2nd ed.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag. ISBN 3-978-132371-2.
- GROSS, J. M., FETTO, J., SUPNICK, E. R. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton. ISBN 80-725-4720-8.
- GÚTH, A. 2004. *Vyšetrovacie metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava: Liečreh Gúth. ISBN 80-88932-13-0.
- HAMILL, J., KNUTZEN, K., DERRICK, T. R. 2015. *Biomechanical basis of human movement* (4th ed.). Philadelphia: Wolters Kluwer Health. ISBN 978-1-4511-7730-5.
- HESSE, S., TOMELLERI, Ch., BARDELEBEN, A., WERNER, C., WALDNER, A. 2012. Robot-assisted practice of gait and stair climbing in nonambulatory stroke patients. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 49(4), 613–622, [cit. 2019-03-02]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi 10.1682/JRRD.2011.08.0142.
- HIENGKAEW, V., JITAREE, K., CHAIYAWAT, P. 2012. Minimal Detectable Changes of the Berg Balance Scale, Fugl-Meyer Assessment Scale, Timed “Up & Go” Test, Gait Speeds, and 2-Minute Walk Test in Individuals With Chronic Stroke With Different Degrees of Ankle Plantarflexor Tone. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 93(7), 1201-1208, [cit. 2019-03-19]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2012.01.014.
- HLINOVSKÝ, D. 2016. Komplexní rehabilitace pacientů po cévní mozkové příhodě – projekt iktového centra Thomayerovy nemocnice. *Praktický lékař* [online]. 96(6), 267–271, [cit. 2019-03-17]. Dostupné z:

<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=8c60d354-e90d-4a85-aadd-7f0c0b2528bd%40sdc-v-sessmgr02>

HUANG, H. J., FERRIS, D. P. 2009. Upper and Lower Limb Muscle Activation Is Bidirectionally and Ipsilaterally Coupled. *Medicine and science in sports and exercise* [online]. 41(9), 1778-1789, [cit. 2019-02-16]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi 10.1249/MSS.0b013e31819f75a7.

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* [online]. 22(1), 57–62, [cit. 2019-04-16] ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.06.00.

CHERNI, Y., BEGON, M., CHABABE, H., MOISSENET, F. 2017. Use of electromyography to optimize Lokomat® settings for subject-specific gait rehabilitation in post-stroke hemiparetic patients: A proof-of-concept study. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 47(4), 293-299, [cit. 2019-03-17]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi 10.1016/j.neucli.2017.01.008.

CHOWDHURY, R., REAZ, M., ALI, M., BAKAR, A., CHELLAPPAN, K., CHANG, T. 2013. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors* [online]. 13(9), 12431-12466, [cit. 2019-02-27]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi 10.3390/s130912431.

CHUNG, E. J., LEE, B. 2013. The effects of treadmill training on dynamic balance and gait function in stroke patients: a pilot randomized controlled trial. *Physical Therapy Rehabilitation Science* [on-line]. 2 (1), 39-43, [cit. 2019-04-29]. ISSN 2287-7576. Dostupné z: doi <https://doi.org/10.14474/ptrs.2013.2.1.39>.

IJSPEERT, A. J. 2003. *The handbook of brain theory and neural networks* (2nd ed.). Cambridge Mass.: MIT Press. ISBN 0–262–01197–2.

JETTE, D. U., LATHAM, N. K., SMOUT, R. J. et al. 2005. Physical Therapy Interventions for Patients With Stroke in Inpatient Rehabilitation Facilities. *Physical Therapy* [online]. 85(3), 238-248, [cit. 2019-04-29]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi 10.1093/ptj/85.3.238.

- JONSDOTTIR, J., CATTANEO, D., RECALCATI, M., REGOLA, A., RABUFFETTI, M., FERRARIN, M., CASIRAGHI, A. 2010. Task-Oriented Biofeedback to Improve Gait in Individuals With Chronic Stroke: Motor Learning Approach. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 24(5), 478-485, [cit. 2019-04-28]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: 10.1177/1545968309355986.
- KALINA, M. 2008. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-107-9.
- KALITA, Z. 2006. *Akutní cévní mozkové příhody: diagnostika, patofyziologie, management*. Praha: Maxdorf. Jessenius. ISBN 80-859-1226-0.
- KALITA, Z. 2010. *Akutní cévní mozkové příhody: příručka pro osoby ohrožené cévní mozkovou příhodou, jejich rodinné příslušníky a známé*. Praha: Mladá fronta Lékař a pacient. ISBN 978-80-204-2093-0.
- KALVACH, P. 2010. *Mozkové ischemie a hemoragie* (3. vyd.). Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2765-3.
- KATZ-LEURER, M., SENDER, I., KEREN, O., DVIR, Z. 2016. The influence of early cycling training on balance in stroke patients at the subacute stage. Results of a preliminary trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 20(5), 398-405 [cit. 2019-04-27]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi 10.1191/0269215505cr960oa.
- KIEHN, O., DOUGHERTY, K. 2013. *Locomotion: Circuits and Physiology. Neuroscience in the 21st Century*. New York: Springer New York. ISBN 978-1-4614-1996-9.
- KIM, J., OH, D., KIM, S., CHOI, J. 2010. Visual and kinesthetic locomotor imagery training integrated with auditory step rhythm for walking performance of patients with chronic stroke. *Clinical Rehabilitation* [online]. 25(2), 134-145, [cit. 2018-10-25]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi 10.1177/0269215510380822.
- KLEIN, C. S., POWER, G. A., BROOKS, D., RICE, Ch. L. 2013. Neural and Muscular Determinants of Dorsiflexor Weakness in Chronic Stroke Survivors. *Motor Control* [online]. 17(3), 283-297, [cit. 2019-03-25]. ISSN 1087-1640. Dostupné z: doi 10.1123/mcj.17.3.283.

- KOLÁŘOVÁ, B. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.
- KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KONEČNÝ, P., HORÁK, S., MŮČKOVÁ, A. 2018. Efekty kombinované terapie botulotoxinem a funkční elektrostimulace na spastickou chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 25(2), 59-61, [cit. 2019-02-25]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2018-2-14/efekty-kombinovane-terapie-botulotoxinem-a-funkcni-elektrostimulace-na-spastickou-chuzi-pacientu-po-cevni-mozkove-prihode-105726>.
- KONRAD, P. 2006. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Scottsdale: Noraxon INC. USA. ISBN 0-9771622-1-4.
- KRAČMAR, B., CHRÁSTKOVÁ, M., BAČÁKOVÁ, R. 2016. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-3379-4.
- KRÁLÍČEK, P. 2002. *Úvod do speciální neurofyzologie* (2. vyd.). Praha: Karolinum Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-0350-0.
- KRISHNAN, Ch., RANGANATHAN, R., KANTAK, S. S., DHAHER, Y. Y, RYMER, W. Z. 2012. Active robotic training improves locomotor function in a stroke survivor. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 9(1), 1-13, [cit. 2019-04-29]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-9-57.
- KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B., KOLÁŘ, P., SCHUSTEROVÁ, B., TOMSOVÁ, J. 2017. Gait Neurorehabilitation in Stroke Patients. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 80/113(5), 521-526, [cit. 2019-04-25]. ISSN 12107859. Dostupné z: doi 10.14735/amcsnn2017521.
- KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2762-1.
- LANGHAMMER, B., STANGHELLE, J. K. 2009. Exercise on a treadmill or walking outdoors? A randomized controlled trial comparing effectiveness of two walking

exercise programmes late after stroke. *Clinical Rehabilitation* [online]. 24(1), 46-54, [cit. 2019-04-28]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi 10.1177/0269215509343328.

LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M. W. 2012. *Whittle's Gait Analysis* (5. vyd.). Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-4265-2.

LIAO, L. R., NG, G. Y. F., JONES, A. Y. M., CHUNG, R. C. K. 2015. Effects of Vibration Intensity, Exercise, and Motor Impairment on Leg Muscle Activity Induced by Whole-Body Vibration in People With Stroke. *Physical Therapy* [online]. 95(12), 1617-1627, [cit. 2019-04-29]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20140507.

LIPPERTOVÁ-GRÜNEROVÁ, M. 2005. *Neurorehabilitace*. Praha: Galén. ISBN 80-7262-317-6.

LIPPERTOVÁ-GRÜNEROVÁ, M. 2015. *Rehabilitace po náhlé cévní mozkové příhodě*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-225-1.

LOUIE, D. R., ENG, J. J. 2016. Powered robotic exoskeletons in post-stroke rehabilitation of gait: a scoping review. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation* [online]. 13(1), 2-10, [cit. 2019-04-18]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi 10.1186/s12984-016-0162-5.

MACKAY-LYONS, M. 2002. Central Pattern Generation of Locomotion: A Review of the Evidence. *Physical Therapy* [online]. 82(1), 69-83, [cit. 2019-02-16]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi 10.1093/ptj/82.1.69.

MACLELLAN, M. J., IVANENKO, Y. P., CAPPELLINI, G., SYLOS LABINI, F., LACQUANITI, F. 2012. Features of hand-foot crawling behavior in human adults. *Journal of Neurophysiology* [online]. 107(1), 114-125, [cit. 2019-02-16]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi 10.1152/jn.00693.2011.

MAK, M., LAU, K. 2011. Speed-dependent treadmill training is effective to improve gait and balance performance in patients with sub-acute stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 43(8), 709-713, [cit. 2019-04-28]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi 10.2340/16501977-0838.

MAO, Y., LO, W. L., LIN, Q., LI, L., XIAO, X., RAGHAVAN, P., HUANG, D. 2015. The Effect of Body Weight Support Treadmill Training on Gait Recovery, Proximal Lower Limb Motor Pattern, and Balance in Patients with Subacute Stroke. *BioMed Research*

*International* [online]. 2015, 1-10, [cit. 2019-04-27]. ISSN 2314-6133. Dostupné z: doi 10.1155/2015/175719.

MASIERO, S., POLI, P., ROSATI, G., ZANOTTO, D., IOSA, M., PAOLUCCI S., MORONE, G. 2013. The value of robotic systems in stroke rehabilitation. *Expert Review of Medical Devices* [online]. 11(2), 187-198, [cit. 2019-04-18]. ISSN 1743-4440. Dostupné z: doi 10.1586/17434440.2014.882766.

MERLETTI, R., PARKER, P. 2004. *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. Hoboken NJ: IEEE/John Wiley. ISBN 04-716-7580-6.

MILJKOVIĆ, N., MILOVANOVIĆ, I., DRAGIN, A., KONSTANTINOVIĆ, L. a POPOVIĆ, D. B. 2013. Muscle synergies with Walkaround® posturalsupportvs.“cane/therapist” assistance. *Neuro Rehabilitation* [online]. 33, 491-501, [cit. 2019-04-29]. ISSN 1053-8135. Dostupné z: 10.3233/NRE-130982.

MILOVANOVIĆ, I., POPOVIĆ, D. B. 2012. Principal Component Analysis of Gait Kinematics Data in Acute and Chronic Stroke Patients. *Computational and Mathematical Methods in Medicine* [online]. 2012, 1-8, [cit. 2019-04-29]. ISSN 1748-670X. Dostupné z: doi 10.1155/2012/649743.

MOHAMMADI, R., PHADKE, Ch. P. 2017. Effects of treadmill incline and speed on peroneus longus muscle activity in persons with chronic stroke and healthy subjects. *Gait & Posture* [online]. 54, 221-228, [cit. 2019-04-28]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2017.03.006.

MOHAMMADI, R., ERSHAD, N., REZAYINEJAD, M., FATEMI, E., PHADKE, Ch. P. 2017. Functional effects of treadmill-based gait training at faster speeds in stroke survivors. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. 40(3), 275-278, [cit. 2019-04-27]. ISSN 0342-5282. Dostupné z: doi 10.1097/MRR.0000000000000231.

MOREL, M., BIDEAU, B., LARDY, J., KULPA, R. 2015. Advantages and limitations of virtual reality for balance assessment and rehabilitation. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 45(4-5), 315-326, [cit. 2017-03-23]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi 10.1016/j.neucli.2015.09.007.

MULROY, S. J., KLASSEN, T., GRONLEY, J. K., EBERLY, V. J., BROWN, 2010. Gait Parameters Associated With Responsiveness to Treadmill Training With Body-Weight



Support After Stroke: An Exploratory Study. *Physical Therapy* [online]. 90(2), 209–223, [cit. 2019-04-28]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20090141.

NASCIMENTO, L. R., DE OLIVEIRA, C. Q., ADA, L., MICHAELSEN S. M., TEIXEIRA-SALMELA, L. F. 2015. Walking training with cueing of cadence improves walking speed and stride length after stroke more than walking training alone: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [online]. 61(1), 10-15, [cit. 2019-04-19]. ISSN 18369553. Dostupné z: doi 10.1016/j.jphys.2014.11.015.

NEUMANNOVÁ, K., JANURA, M., KOVÁČIKOVÁ, Z., SVOBODA, Z., JAKUBEC, L. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.

OLIVEIRA, R., CACHO, E. W. A., BORGES, G. 2006. Post-stroke motor and functional evaluations: a clinical correlation using Fugl-Meyer assessment scale, Berg balance scale and Barthel index. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria* [online]. 64(3), 731-735, [cit. 2019-04-16]. ISSN 0004-282X. Dostupné z: doi 10.1590/S0004-282X2006000500006.

ORTEGA, J. D., FEHLMAN, L. A., FARLEY, C. T. 2008. Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 41(16), 3303-3308, [cit. 2019-02-16]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbiomech.2008.06.039.

PALMER, J. A., ZARZYCKI, R., MORTON, S. M., KESAR, T. M., BINDER-MACLEOD, S. A. 2017. Characterizing differential poststroke corticomotor drive to the dorsiflexor and plantarflexor muscles during resting and volitional muscle activation. *Journal of Neurophysiology* [on-line]. 117(4), 1615-24, [cit. 2019-04-29]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi 10.1152/jn.00393.2016.

PATEL, M., TALATY, M., ÖUNPUU, S. 2007. The impact of adding trunk motion to the interpretation of the role of joint moments during normal walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 40(16), 3563-3569, [cit. 2019-02-24]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbiomech.2007.06.031.

PATTERSON, K. K., GAGE, W. H., BROOKS, B., BLACK, S. E., MCILROY, W. E. 2010. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture* [on-line]. 31 (2), 241-6 [cit. 2019-04-28]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2009.10.014.

- PERRY, J., BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function* (2nd ed.). Thorofare NJ: SLACK. ISBN 978-1-55642-766-4.
- PĚKNÁ, M., PĚKNÝ, M., NILSSON, M. 2012. Modulation of Neural Plasticity as a Basis for Stroke Rehabilitation. *Stroke* [online]. 43(10), 2819-2828, [cit. 2019-04-18]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi 10.1161/STROKEAHA.112.654228.
- PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1135-5.
- PONTZER, H., HOLLOWAY, J. H., RAICHLEN, D. A., LIEBERMAN, D. E. 2009. Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology* [online]. 212(4), 523-534, [cit. 2019-02-13]. ISSN 0022-0949. Dostupné z: doi 10.1242/jeb.024927.
- RICHARDS, C. L., MALOUIN, F., DEAN, C. 1999. Gait in Stroke: Assessment and Rehabilitation. *Clinics in Geriatric Medicine* [online]. 15(4), 833-856, [cit. 2019-02-24]. ISSN 07490690. Dostupné z: doi 10.1016/S0749-0690(18)30034-X.
- ROBBINS, S. M., HOUGHTON, P. E., WOODBURY, M. G., BROWN, J. L. 2006. The Therapeutic Effect of Functional and Transcutaneous Electric Stimulation on Improving Gait Speed in Stroke Patients: A Meta-Analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 87(6), 853-859, [cit. 2019-04-28]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2006.02.026.
- ROSE, J., GAMBLE, J. G. 2006. *Human walking* (3rd ed.) Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 07-817-5954-4.
- SABUT, S. K. 2010. Effect of functional electrical stimulation on the effort and walking speed, surface electromyography activity, and metabolic responses in stroke subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 20(6), 1170–1177, [cit. 2019-04-28]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi 10.1016/j.jelekin.2010.07.003.
- SENELICK, R. C. 2010. Technological Advances in Stroke Rehabilitation—High Tech Marries High Touch. *US Neurology* [online]. 06(02), 1-4, [cit. 2019-04-18]. ISSN 1758-4000. Dostupné z: doi 10.17925/USN.2010.06.02.102.
- SABUT, S. K., SIKDAR, C., KUMAR, R., MAHADEVAPPA, M. 2011. Improvement of gait. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and*

*Biology Society* [online]. IEEE, 2085-2088, [cit. 2019-04-28]. ISBN 978-1-4577-1589-1. Dostupné z: doi 10.1109/IEMBS.2011.6090387.

SHEFFLER, L. R., CHAE, J. 2015. Hemiparetic Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. 26(4), 611-623, [cit. 2019-04-28]. ISSN 10479651. Dostupné z: 10.1016/j.pmr.2015.06.006.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2007. *Motor control: translating research into clinical practice* (3rd ed.). Philadelphia. ISBN 978-078-1766-913.

SILVA, A., SOUSA, A. S. P., TAVARES, J. M. R. S., TINOCO, A., SANTOS, R., SOUSA, F. 2012. Ankle dynamic in stroke patients: Agonist vs. antagonist muscle relations. *Somatosensory & Motor Research* [online]. 29(4), 111-116, [cit. 2019-04-28]. ISSN 0899-0220. Dostupné z: doi 10.3109/08990220.2012.715099.

SOUSA, A. S. P., SILVA, A., SANTOS, R. 2015. Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. *Clinical Biomechanics* [online]. 30(9), 960-965, [cit. 2019-04-28]. ISSN 02680033. Dostupné z: 10.1016/j.clinbiomech.2015.07.002.

STEIN, J., HARVEY, R. L., WINSTEIN, C. J., ZOROWITZ, R. D., WITTENBERG, G. 2014. *Stroke recovery and rehabilitation* (2nd ed.). New York: Demos Medical. ISBN 978-162-0700-068.

SULLIVAN, K. J., TILSON, J. K., CEN, S. Y. 2011. Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Function After Stroke. *Stroke* [online]. 42(2), 427-432, [cit. 2019-03-17]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi 10.1161/STROKEAHA.110.592766.

STEPHENSON, J. L., DE SERRES, S. J., LAMONTAGNE, A. 2010. The effect of arm movements on the lower limb during gait after a stroke. *Gait & Posture* [online]. 31(1), 109-115, [cit. 2019-04-28]. ISSN 09666362. Dostupné z: 10.1016/j.gaitpost.2009.09.008.

The zebris FDM-T System, 2012. *Zebris Medical GmbH* [online]. [cit. 2019-04-18]. Dostupné z: [https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF/zebris-Prospekte-EN/FDM-T\\_Prospekt\\_en\\_120901\\_72dpi.pdf](https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF/zebris-Prospekte-EN/FDM-T_Prospekt_en_120901_72dpi.pdf).

TONG, R. 2018. *Wearable Technology in Medicine and Health Care*. London: Academic Press. ISBN 978-0-12-811810-8.

- TSANG, C. S. L., LIAO, L. R., CHUNG, R. C. K., PANG, M. Y. C. 2013. Psychometric Properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in Community-Dwelling Individuals With Chronic Stroke. *Physical Therapy* [online]. 93(8), 1102-1115 [cit. 2019-03-19]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20120454.
- TYRELL, C. M., ROOS, M. A., RUDOLPH, K. S., REIMAN, D. S. 2011. Influence of Systematic Increases in Treadmill Walking Speed on Gait Kinematics After Stroke. *Physical Therapy: Journal of the American Physical Therapy Association* [on-line]. 41(3), 392-403, [cit. 2019-04-28]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20090425.
- VAN DE PORT, IG., KWAKKEL, G., LINDEMAN, E. 2008. Community ambulation in patients with chronic stroke: how is it related to gait speed?. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 40(1), 23-27, [cit. 2019-04-27]. ISSN 0001-5555. Dostupné z: 10.2340/16501977-0114.
- VANĀSKOVÁ, E. 2005. Testování v neurorehabilitaci. *Neurologie pro praxi* [online]. (6), 311-314, [cit. 2019-03-17]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/06/06.pdf>.
- VAŘEKA, I. 2018. Kineziologie chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 25(2), 81-96. ISSN 1211-2658.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVA, R. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2. vyd.). Praha: Triton. ISBN 80-725-4837-9.
- VÉLE, F. 2012. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-608-1.
- VIOSCA, E., LAFUENTE, R., MARTÍNEZ, J. L., ALMAGRO, P. L., GRACIA, A., GONZÁLEZ, C. 2005. Walking Recovery After an Acute Stroke: Assessment With a New Functional Classification and the Barthel Index. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 86(6), 1239-1244, [cit. 2019-04-25]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2004.11.015.

VOTAVA, J. 2001. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi* [online]. 4, 184-189 [cit. 2019-04-29]. Dostupné z: [https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200104-0006\\_Rehabilitace\\_osob\\_po\\_c\\_evni\\_mozkove\\_prihode.php](https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200104-0006_Rehabilitace_osob_po_c_evni_mozkove_prihode.php)

WHITTLE, M. 2007. *Gait Analysis: An Introduction* (4th ed.). Edinburgh: New York: Butterworth-Heinemann. ISBN 0-7506-8883-1.

YAVUZER, G., ESER, F., KARAKUS, D., KARAOGLAN, B., STAM, H. J. 2006. The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 20(11), 960-969, [cit. 2019-04-25]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi 10.1177/0269215506070315.

YAVUZER, G., ÖKEN, Ö., ATAY, M. B., STAM, H. J. 2007. Effect of Sensory-Amplitude Electric Stimulation on Motor Recovery and Gait Kinematics After Stroke: A Randomized Controlled Study. *Archives of Physical medicine and Rehabilitation* [online]. 88(6), 710-714, [cit.2019-04-28]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2007.02.030.

ŽARKOVIĆ, D., ŠORFOVÁ, M. 2017. Neurobiomechanické aspekty robotickyasistované chůze. *Rehabilitace a Fyzikalni Lekarstvi* [online]. 24(1), 43-49, [cit. 2019-04-30]. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=3b3695cf-afc9-4bb6-9a09-dfbe15f9b032%40sdc-v-sessmgr06>.

## Seznam zkratek

a.	arterie
AVR	average rectified value
BESTest	Balance Evaluation Systems Test
BF np	neparetický m. biceps femoris
BF p	paretický m. biceps femoris
CMP	cévní mozková příhoda, iktus
CPG	central pattern generator
EMG	elektromyografie
FFT	fast Fourier transform
FIM	Test Funkční soběstačnosti
FMA	Fugl-Meyer Assessment
FMA-LE	Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity
FNOL	Fakultní nemocnice v Olomouci
GM np	neparetický m. gastrocnemius medialis
GM p	paretický m. gastrocnemius medialis
ICF	Mezinárodní klasifikace poruch, aktivit a participace
JP np	joint pain neparetická DK
JP p	joint pain paretická DK
m.	musculus
MF np	motor function neparetická DK
MF p	motor function paretická DK
Mini-BESTest	Mini Balance Evaluation Systems Test
MUAP	motor unit action potencial
PJM np	passive joint motion neparetická DK
PJM p	passive joint motion paretická DK
PNF	Proprioreceptivní neuromuskulární facilitaci
polyEMG	povrchová elektromyografie, zkráceně polyelektromyografie
RF np	neparetický m. rectus femoris
RF p	paretický m. rectus femoris
RHB	rehabilitace, rehabilitační terapie
RMS	root mean square
SS np	sensation neparetická DK

SS p	sensation paretická DK
TA np	neparetický m. tibialis anterior
TA p	paretický m. tibialis anterior
TUG	Timed Up and Go test

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1</b> Fotografie nalepených elektrod – pohled zepředu a zezadu .....	32
<b>Obrázek 2</b> Vliv rehabilitace na rychlost chůze na páse a po chodbě – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření) .....	38
<b>Obrázek 3</b> Hodnocení klinického testu Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření) .....	40
<b>Obrázek 4</b> Vliv rehabilitace na svalovou aktivitu paretických svalů při chůzi na páse – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření) .....	41
<b>Obrázek 5</b> Vliv rehabilitace na svalovou aktivitu neparetických svalů při chůzi na páse – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření) .....	41
<b>Obrázek 6</b> Vliv rehabilitace na svalovou aktivitu paretických svalů při chůzi po chodbě – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření) .....	42
<b>Obrázek 7</b> Vliv rehabilitace na svalovou aktivitu neparetických svalů při chůzi po chodbě – před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření) .....	42
<b>Obrázek 8 vlevo:</b> polyEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis při chůzi na páse před RHB (1. měření), <b>vpravo:</b> polyEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis při chůzi na páse po RHB (2. měření) .....	50
<b>Obrázek 9 vlevo:</b> polyEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis při chůzi po chodbě před RHB (1. měření), <b>vpravo:</b> polyEMG signál paretického m. gastrocnemius medialis při chůzi po chodbě po RHB (2. měření) .....	51
<b>Obrázek 10 vlevo:</b> polyEMG signál neparetického m. gastrocnemius medialis při chůzi na páse před RHB (1. měření), <b>vpravo:</b> polyEMG signál neparetického m. gastrocnemius medialis při chůzi na páse po RHB (2. měření) .....	55
<b>Obrázek 11 vlevo:</b> polyEMG signál neparetického m. gastrocnemius medialis při chůzi po chodbě před RHB (1. měření), <b>vpravo:</b> polyEMG signál neparetického m. gastrocnemius medialis při chůzi po chodbě po RHB (2. měření) .....	55



## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Základní popisná statistika – rychlost chůze na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření) .....	35
<b>Tabulka 2</b> Základní popisná statistika – rychlost chůze po chodbě před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření).....	35
<b>Tabulka 3</b> Základní popisná statistika – svalová aktivita během chůze na páse před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření) .....	36
<b>Tabulka 4</b> Základní popisná statistika – svalová aktivita během chůze po chodbě před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření) .....	36
<b>Tabulka 5</b> Základní popisná statistika – FMA-LE před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření).....	37

## **Seznam příloh**

**Příloha 1** – Informovaný souhlas

**Příloha 2** – Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity

## **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, chůzi po chodbě, chůzi na pásu 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 beru na 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: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

–

## Příloha 2 – Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity

### FUGL-MEYER ASSESSMENT LOWER EXTREMITY (FMA-LE) Assessment of sensorimotor function

ID:  
Date:  
Examiner:

*Fugl-Meyer AR, Jaasko I, Leyman I, Olsson S, Steglind S: The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. Scand J Rehabil Med 1975, 7:13-31.*

E. LOWER EXTREMITY					
<b>I. Reflex activity, supine position</b>		none	can be elicited		
Flexors: knee flexors		0	2		
Extensors: patellar, achilles (at least one)		0	2		
Subtotal I (max 4)					
<b>II. Volitional movement within synergies supine position</b>		none	partial	full	
Flexor synergy: Maximal hip flexion (abduction/external rotation), maximal flexion in knee and ankle joint (palpate distal tendons to ensure active knee flexion).	Hip flexion	0	1	2	
	Knee flexion	0	1	2	
	Ankle dorsiflexion	0	1	2	
Extensor synergy: From flexor synergy to the hip extension/adduction, knee extension and ankle plantar flexion. Resistance is applied to ensure active movement, evaluate both movement and strength (compare with the unaffected side)	Hip extension	0	1	2	
	adduction	0	1	2	
	Knee extension	0	1	2	
	Ankle plantar flexion	0	1	2	
Subtotal II (max 14)					
<b>III. Volitional movement mixing synergies sitting position, knee 10cm from the edge of the chair/bed</b>		none	partial	full	
Knee flexion from actively or passively extended knee	no active motion less than 90° active flexion, palpate tendons of hamstrings more than 90° active flexion	0	1	2	
Ankle dorsiflexion compare with unaffected side	no active motion limited dorsiflexion complete dorsiflexion	0	1	2	
Subtotal III (max 4)					
<b>IV. Volitional movement with little or no synergy standing position, hip at 0°</b>		none	partial	full	
Knee flexion to 90° hip at 0°, balance support is allowed	no active motion or immediate, simultaneous hip flexion less than 90° knee flexion and/or hip flexion during movement at least 90° knee flexion without simultaneous hip flexion	0	1	2	
Ankle dorsiflexion compare with unaffected side	no active motion limited dorsiflexion complete dorsiflexion	0	1	2	
Subtotal IV (max 4)					
<b>V. Normal reflex activity supine position, assessed only if full score of 4 points is achieved in part IV, compare with the unaffected side</b>		hyper	lively	normal	
Reflex activity knee flexors, Patellar, Achilles,	2 of 3 reflexes markedly hyperactive 1 reflex markedly hyperactive or at least 2 reflexes lively maximum of 1 reflex lively, none hyperactive	0	1	2	
Subtotal V (max 2)					
<b>Total E (max 28)</b>					

F. COORDINATION/SPEED, supine, after one trial with both legs, eyes closed, heel to knee cap of the opposite leg, 5 times as fast as possible		marked	slight	none
Tremor	at least 1 completed movement	0	1	2
Dysmetria	pronounced or unsystematic slight and systematic no dysmetria	0	1	2
		≥ 6s	2 - 5s	< 2s
Time start and end with the hand on the knee	5 or more seconds slower than unaffected side 2-5 seconds slower than unaffected side less than 2 seconds difference	0	1	2
<b>Total F</b> (max 6)				

H. SENSATION, lower extremity eyes closed, compare with the unaffected side		anesthesia	hypoesthesia or dysesthesia	normal
Light touch	leg foot sole	0 0	1 1	2 2
		less than 3/4 correct or absence	3/4 correct or considerable difference	correct 100%, little or no difference
Position small alterations in the position	hip knee ankle great toe (IP-joint)	0 0 0 0	1 1 1 1	2 2 2 2
<b>Total H</b> (max12)				

I. PASSIVE JOINT MOTION, lower extremity supine position, compare with the unaffected side				J. JOINT PAIN during passive motion, lower extremity			
	only few degrees (<10° hip)	decreased	normal	pronounced pain during movement or very marked pain at the end of the movement	some pain	no pain	
Hip	Flexion	0	1	2	0	1	2
	Abduction	0	1	2	0	1	2
	External rotation	0	1	2	0	1	2
	Internal rotation	0	1	2	0	1	2
Knee	Flexion	0	1	2	0	1	2
	Extension	0	1	2	0	1	2
Ankle	Dorsiflexion	0	1	2	0	1	2
	Plantar flexion	0	1	2	0	1	2
Foot	Pronation	0	1	2	0	1	2
	Supination	0	1	2	0	1	2
<b>Total</b> (max 20)				<b>Total</b> (max 20)			

E. LOWER EXTERMTY	/28
F. COORDINATION / SPEED	/6
<b>TOTAL E-F (motor function)</b>	<b>/34</b>

H. SENSATION	/12
I. PASSIVE JOINT MOTION	/20
J. JOINT PAIN	/20

(Fugl-Meyer Assessment, 2019)