

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Veronika Pipková

**Hodnocení terapie chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Marek Tomsa

Olomouc 2019

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Hodnocení terapie chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě

**Název práce v AJ:** Evaluation of gait therapy about patients after stroke

**Datum zadání:** 2018-01-31

**Datum odevzdání:** 2019-06-25

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

**Autor práce:** Bc. Veronika Pipková

**Vedoucí práce:** Mgr. Marek Tomsa

**Oponent práce:** Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

**Abstrakt v ČJ:**

### **Hodnocení terapie chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě**

**Úvod:** Chůze je nejpřirozenějším pohybem člověka, který je výsledkem mnoha interakcí mezi centrálním řízením a zpětnou vazbou. U pacientů po cévní mozkové příhodě je reedukace chůze jedním z nejdůležitějších cílů terapie.

**Cíl:** Zhodnocení rozdílů mezi 1. a 2. měřením u vybraných parametrů chůze, a možný vliv chodícího pásu Zebris FDM-T zařazeného do terapie u pacientů v subakutním stádiu cévní mozkové příhody.

**Metodika:** Výzkumu se zúčastnilo 9 probandů (3 muži, 6 žen) po cévní mozkové příhodě, v subakutní fázi, kteří byli hospitalizováni na rehabilitačním lůžkovém oddělení Fakultní nemocnice v Olomouci. Průměrný věk probandů byl 63,8 let ( $\pm 11,4$ ) s průměrnou hmotností 79,5 kg ( $\pm 13,4$ ) a průměrnou výškou 167,1 cm ( $\pm 4,9$ ). Hodnocení parametrů chůze probíhalo na chodícím páse Zebris FDM-T v kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc. Probandi absolvovali chůzi na chodícím páse po dobu 1 minuty, a to 1. nebo 2. den hospitalizace a poté 8 až 14 dní po běžné rehabilitační péči na oddělení. Kritéria, která probandi museli splňovat pro zařazení do výzkumu, byla: ischemická cévní mozková příhoda v subakutním stádiu, první ataka, porušen stereotyp chůze, ale museli být schopni se pohybovat samostatně, dále museli být orientováni v prostoru a čase, soběstační, bez kognitivního deficitu, bez úrazových patologií a přiměřené fyzické kondici. Změřená data poté byla statisticky zpracována.

**Výsledky:** Statisticky signifikantní rozdíly byly vyhodnoceny pro parametry: Velocity, Step length u paretické dolní končetiny, Stride length a pro Maximum pressure pro zdravou

dolní končetinu v oblasti forefoot. U ostatních hodnocených parametrů nedošlo ke statisticky signifikantním rozdílům, avšak přesto byly zaznamenány změny.

**Závěr:** V rámci komplexního rehabilitačního přístupu se chodící či běžecké pásy dostávají do klinické praxe častěji. Byly zjištěny některé statisticky signifikantní rozdíly časoprostorových a tlakových parametrů chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě za využití přístrojové technologie chodícího pásu Zebris FDM-T.

#### **Abstrakt v AJ:**

##### **Evaluation of gait therapy about patients after stroke**

**Introduction:** Walking is the most natural movement of human, resulting from many interactions between central control and feedback. In stroke patients, reeducation is one of the most important objectives of therapy.

**Objective:** Evaluation of differences between 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> measurements in selected gait parameters and possible effect of Zebris FDM-T walking belt in therapy in patients with subacute stroke.

**Methodics:** The research involved 9 probands (3 males and 6 females) at average age after stroke, in the subacute phase, who were hospitalized in the rehabilitation bed department of the University Hospital in Olomouc. The average age of the probands was 63.8 years ( $\pm 11.4$ ) with an average weight of 79.5 kg ( $\pm 13.4$ ) and an average height of 167.1 cm ( $\pm 4.9$ ). The gait parameters were evaluated on the Zebris FDM-T walking belt in the kinesiology laboratory of the University Hospital Olomouc. The probands walked on a walking belt for 1 minute, the 1. or 2. day of hospitalization and then 8-14 days after routine rehabilitation care at the ward. The criteria that the probands had to meet for inclusion in the research were: ischemic stroke in the subacute stage, first attack, wrong gait stereotype, but had to be able to move independently, had to be space and time oriented, self-sufficient, without cognitive deficit, without traumatological pathology and good physical condition. The measured data was then statistically processed.

**Results:** Statistically significant differences were evaluated for the parameters: Velocity, Step length in the paretic lower extremity, Stride length, and Maximum pressure for the healthy lower extremity in the forefoot area. The other parameters evaluated did not show statistically significant differences, but changes were recorded.

**Conclusion:** As part of a comprehensive rehabilitation approach, treadmills are becoming more common in clinical practice. Some statistically significant differences in spatio-temporal

and pressure gait parameters were found in patients after stroke using the treadmill Zebris FDM-T.

**Klíčová slova v ČJ:** cévní mozková příhoda, chůze, rehabilitace, krokový cyklus, hemiparéza, chodící pás, Zebris FDM-T.

**Klíčová slova v AJ:** stroke, gait, gait cycle, rehabilitation, hemiparesis, treadmill, Zebris FDM-T.

**Rozsah:** 75 stran / 8 příloh

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným dohledem Mgr. Marka Tomsy a v referenčním seznamu uvedla jen použité bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 25. června 2019

-----  
Podpis

## **Poděkování**

Chtěla bych poděkovat Mgr. Marku Tomsovi za odborné vedení této práce, za jeho cenné rady a připomínky. Poděkování patří také Mgr. Dagmar Tečové za pomoc a ochotu se zpracováním statistických dat. Velké díky patří rovněž samotným probandům za jejich spolupráci

## Obsah

Úvod.....	9
1 PŘEHLED POZNATKŮ .....	10
1.1 Cévní mozková příhoda.....	10
1.2 Rizikové faktory CMP.....	10
1.2.1 Ovlivnitelné rizikové faktory .....	10
1.2.2 Neovlivnitelné rizikové faktory .....	11
1.3 Stádia CMP.....	12
1.4 Následky CMP.....	13
1.5 Symptomy při ischemii jednotlivých mozkových tepen .....	14
1.6 Rehabilitace u pacientů s CMP.....	15
1.6.1 Akutní stádium .....	15
1.6.2 Subakutní stádium.....	16
1.6.3 Chronické stádium.....	17
1.7 Fyzioterapie u CMP – koncepty .....	18
1.7.1 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace – PNF.....	18
1.7.2 Bobath koncept.....	18
1.7.3 Zrcadlová terapie „mirror therapy“ .....	19
1.7.4 Vojtova reflexní lokomoce.....	19
1.7.5 Bazální programy a podprogramy – Koncept Čápové.....	20
1.7.6 Rood metoda .....	20
1.8 Chůze.....	20
1.8.1 Podmínky provedení chůze .....	21
1.8.2 Ontogeneze chůze .....	22
1.9 Krokový cyklus .....	23
1.9.1 Fáze krokového cyklu .....	26
1.10 Patologie chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě.....	27

1.11	Přístrojové metody .....	31
1.11.1	Zebris FDM-T .....	31
1.11.2	Měřené parametry chůze z chodícího pásu Zebris FDM-T .....	32
2	CÍL A HYPOTÉZY .....	35
3	METODY VÝZKUMU .....	37
3.1	Charakteristika výzkumné skupiny .....	37
3.2	Průběh výzkumu a použité metody výzkumu.....	37
3.3	Metody statistického hodnocení .....	38
4	VÝSLEDKY .....	39
5	DISKUZE.....	49
5.1	Diskuze k hypotéze $H_{01}$ a $H_{A1}$ .....	50
5.2	Diskuze k hypotéze $H_{02}$ a $H_{A2}$ .....	52
5.3	Diskuze k hypotéze $H_{03}$ a $H_{A3}$ .....	53
5.4	Diskuze k hypotéze $H_{04}$ a $H_{A4}$ .....	54
5.5	Přínos pro praxi .....	55
5.6	Limity studie.....	56
	ZÁVĚR .....	57
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	58
	SEZNAM ZKRATEK.....	67
	SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK, GRAFŮ.....	68
	SEZNAM PŘÍLOH.....	69
	PŘÍLOHY .....	70



## Úvod

Přirozeným pohybem člověka je bipedální chůze, jež se buduje již v ontogenetickém vývoji. Je výsledkem mnoha dynamických interakcí mezi centrálním řízením a zpětnou vazbou. Centrální řízení generuje pohybové schéma na různých stupních vývoje, které je doplněno zpětnou vazbou ze svalů, kůže a sensorických čidel (Visintin et al., 2011, s 1122). Avšak i tento přirozený lidský stereotyp může být na základě několika aspektů narušen. Jedním z důvodů může být i cévní mozková příhoda (CMP).

CMP patří mezi jeden ze závažných problémů soudobé medicíny. CMP je děleno na 2 typy. Typ ischemický a hemoragický, kdy ischemický typ je častější, a to z 85 % – 90 %. V České republice je CMP jednou z nejčastějších příčin úmrtí obyvatelstva, prvenství si však nesou srdeční a nádorová onemocnění (Ehler et al., 2011, s. 129; Škoda, 2016). Příčinou ischemického typu bývá ateroskleróza, embolizace, mikroangiopatie, trombofilní stavy a mnoho dalších (Škoda, 2016). Následky, jež postihují především oblast senzomotorickou, kognitivní a fatickou, lze cílenou rehabilitací a ergoterapií alespoň částečně obnovit.

Mezi primární cíle pacientů po cévní mozkové příhodě patří samostatná chůze a zvládnání denních činností. Mimo konvenční rehabilitační terapii chůze se v současné době využívá také robotické terapie, která je založena na opakovaných pohybech, které zlepšují svalovou sílu, koordinaci pohybu a pohybové schopnosti, a to zejména u neurologických pacientů (Belda-Lois et al., 2011, s. 4-7).

Cílem této diplomové práce je zhodnotit rozdíly vybraných parametrů chůze na počátku hospitalizace a po 8 až 14 dnech konvenčního rehabilitačního programu lůžkového oddělení s využitím chodícího pásu Zebris FDM-T, kde probandi absolvovali chůzi po dobu 1 minuty.

Odborné články a studie byly vyhledávány s ohledem na cíle a výzkumné otázky diplomové práce. Využity byly on-line databáze EBSCO, Google Scholar a PubMed. Články a studie byly vyhledávány od roku publikace 1990. Použitá klíčová slova pro vyhledávání byla: cévní mozková příhoda, chůze, rehabilitace, krokový cyklus, hemiparéza, chodící pás, Zebris FDM-T. Uvedená klíčová slova byla vyhledávána rovněž v anglickém jazyce: stroke, gait, gait cycle, rehabilitation, hemiparesis, treadmill, Zebris FDM-T.

# 1 PŘEHLED POZNATKŮ

## 1.1 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP) je dle Světové zdravotnické organizace charakterizována jako rychle se vyvíjející ložisková porucha funkce, která trvá více než 24 hodin. Porucha však může být ukončena i smrtí nemocného, bez přítomnosti další zřejmé příčiny cévního původu (Burget, 2015, s. 70).

V Evropě patří Česká republika k zemím, kde je nejvyšší morbidita a mortalita způsobená CMP. Úmrtnost je až 2x vyšší v populaci do 65 let oproti ostatním zemím Evropské unie (Dufek, 2002, s. 5). Avšak Bryndziar, Šedová a Mikulík (2017, s. 180) zmiňují ve své studii srovnání incidence CMP v evropských zemích. Udávají, že nejnižší celková incidence je v Itálii (104/100 000 obyvatel), naopak nejvyšší celková incidence se nachází na Ukrajině (341/100 000 obyvatel). Incidence CMP u mužů je nejvyšší v Chorvatsku (282/ 100 000 obyvatel) a u žen v Portugalsku (184/100 000). Avšak autoři zmiňují, že je třeba provést nové studie, které budou pracovat s nejnovějšími daty a registry a umožní tak přesnější údaje k dané problematice (Bryndziar, Šedová a Mikulík, 2017, s. 180). Incidence CMP pro Českou republiku připadá na 270 – 350/100 000 obyvatel za rok (Hlinovský, Hlinovská a Doležalová, 2016, s. 267).

## 1.2 Rizikové faktory CMP

CMP je zapříčiněno přerušением zásobování mozku krví. K přerušení toku krve dochází dvěma způsoby, a to buď ucpáním či prasknutím tepny. Pokud k tomuto přerušení dojde, mozkové buňky přicházejí o přísun živin a kyslíku. Výsledkem bývá odumření či dočasné přerušení funkce mozkových buněk. Mezi příčiny CMP patří mozkové infarkty, vysoký krevní tlak, hemoragie mozku, mozkové nádory a například (např.) i úrazy (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 13).

### 1.2.1 Ovlivnitelné rizikové faktory

Mezi ovlivnitelné faktory patří:

Hypertenze je nejvýznamnějším rizikovým faktorem spolu s onemocněním srdce. V průběhu chronické hypertenze jsou struktury mozkových arteriol v oběhu mozku změněny. Tyto změny mohou způsobovat zvýšenou náchylnost k mozkové hypoperfuzi a ischemii. Mezi již zmíněná onemocnění srdce, podílející se na vzniku CMP, patří kardiální dekompenzace, fibrilace síní, infarkt myokardu, cor pulmonale a mitrální vady (Dufek, 2002, s. 8).

- a) Diabetes mellitus je různými autory řazen na 3. – 6. místo příčin významných pro vznik CMP (Dufek, 2002, s. 8). Studie v Brazílii, zjišťující, zda koreluje incidence postižení CMP s výskytem diabetu, ukázala, že – li v anamnéze CMP kombinováno s diabetem, je riziko prevalence a mortality vyšší (Andrade et al., 2012, s. 361–370).
- b) Kouření je faktor především podílející se na onemocnění srdce a tepen. Přestože vztah mezi kouřením a CMP není tak přímý, je nikotin faktorem, který zejména u mladých lidí 2x – 3x zvyšuje riziko CMP (Dufek, 2002, s. 8–9).
- c) Ateroskleróza může vést ke vzniku CMP zejména stenózou mozkových tepen. Podílet se může i několik dalších mechanismů, kterými je: hypoperfuze u závažných stenóz, embolizace plátu, trombóza v místě plátu či krvácení do plátu (Dufek, 2002, s. 9).
- d) Dalšími možnými faktory může být migréna, hormonální antikoncepce, obezita, málo pohybu či např. poruchy spánku (Dufek, 2002, s. 9). Etminan et al. (2005) provedli meta-analýzu, kde zkoumali rizika ischemické CMP u osob s migrénami. Rovněž se zaměřili také na uživatelky perorální hormonální antikoncepce. Ve výsledcích této studie bylo potvrzeno, že migréna (s aurou i bez aury) je opravdu rizikovým faktorem pro vznik ischemické CMP. Potvrzeno také bylo, že uživatelky perorální hormonální antikoncepce jsou vystaveny až 8x vyššímu riziku incidence CMP a jestliže tyto uživatelky mají v anamnéze uvedené migrény, riziko pravděpodobnosti vzniku ischemické CMP je 2x vyšší ve srovnání s těmi bez migrény.

### 1.2.2 Neovlivnitelné rizikové faktory

Věk. Dufek (2002, s. 10) uvádí, že existuje logaritmická vazba mezi výskytem CMP a věkem. Zvolenský (2012, s. 3) uvádí rozdíly v hospitalizaci mužů a žen. Ve věku 50 – 59 bylo hospitalizováno 574 osob na 100 000 mužů a 279 osob na 100 000 žen. Ve věku 60–69 let počet vzrostl, a to na 1399 osob na 100 000 mužů a 715 osob na 100 000 žen.

- a) Pohlaví. Dufek (2002, s. 10) hovoří o lehce vyšším výskytu u mužů než u žen, především v nižším věku, nicméně s vyšším věkem se poměry více přibližují. O incidenci u pohlaví hovoří ve své studii Bryndziar, Šedová a Mikulík (2017, s. 180), jejíž výsledky jsou uvedeny v úvodu kapitoly 1.
- b) Genetické predispozice. Mezi nejpodstatnější predispozice patří především porucha metabolismu lipidů a sklon k diabetes mellitu (Dufek, 2002, s. 10).

### 1.3 Stádia CMP

CMP má několik stádií vývoje. Prvním stádiem je období mozkového šoku, které se dostaví ihned po mozkovém iktu. Toto období může být různě dlouhé – od několika dní až po několik týdnů. Svalový tonus je ochablý – hypotonický. Na postižené straně je pohyb namáhavý, až nemožný. Nejvíce se tento stav dotýká svalů končetin, trupu, obličeje a jazyka (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 15–16).

Druhou fází je fáze zotavovací. Zpravidla začíná mezi 2. – 6. týdnem po CMP. Může probíhat ve 3 fázích, kdy každá z nich začíná u postižených individuálně, a části těla se mohou nacházet v různých fázích. Patří sem:

- a) Stádium ochablosti – stále přetrvává hypotonus svalů, motorický deficit je obvyčně doprovázený senzoricou ztrátou. Paže je chabá a volně visí. Většina postižených přechází ze stádia ochablosti do stádia spasticity (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 15–16).
- b) Stádium zotavování – dochází k vyvíjení se směrem k normálnímu tonu svalů. Nejprve je pohyb započat v distální části končetiny. Častokrát dochází nejprve k pohybu horní končetiny (HK). Ačkoliv při CMP dochází k úmrtí mnoha mozkových buněk, přesto zbývající buňky dokáží převzít jejich činnost (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 15–16).
- c) Spastické stádium – dochází k vývoji směrem k hypertonu svalů. Častokrát dochází k obnově motorické funkce, avšak s vývojem ke spasticitě. V tomto stádiu se obnova ukáže nejprve na proximálních kloubech (kyčelní a ramenní klouby) a zprvu na dolní končetině (DK), která se vyvíjí dle spastického vzorce (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 15–16).

Spasticita se projevuje zvláště na tzv. antigravitačních svalech. To vede ke ztrátě iniciace pohybu na postižené straně. Dále se projevuje asymetrií, ztrátou rotačního pohybu, absencí adaptace těla na gravitaci, absencí schopnosti extenze paže a schopností změny pohybu. U každého jedince však bude míra hypertonu odlišná (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 15–16).

Spastický vzorec, který je způsoben zvýšením svalového tonu, vypadá tak, že rameno je taženo do deprese a vnitřní rotace, loket je ve flexi, ruka v pěst a dlaň v palmární flexi. Pánevní je tažena vzad, noha je vtočena do inverze a plantární flexe, kyčelní kloub s kotníkem je narovnan (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 16).

## 1.4 Následky CMP

Každá mozková hemisféra řídí a dohlíží na opačnou stranu těla, znamená to, je – li poškozená např. pravá hemisféra, poškození se projeví na straně levé (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 13–14).

U člověka, který prodělal CMP akutně, může být důležitým faktorem, který má vliv také na výsledek rehabilitace, dlouhodobá imobilizace. Mobilita pacienta je právě jedním z nejdůležitějších cílů rehabilitace. Důraz je rovněž kladen na fyzickou výkonnost a snížení komplikací, mezi které patří např. atrofie svalstva, degenerativní změny na hyalinních chrupavkách, vazivu a kloubních pouzdrech, dále také osteoporóza a kontraktury (Lippertová-Grünerová, 2015, s. 79).

U člověka, který prodělal CMP, se mohou objevit následující obtíže:

- a) Ztráta normálních kontrolovaných pohybů – je ztracen normální svalový tonus na postižené straně. Jeho ztráta neumožňuje přirozeně kontrolované pohyby. Více v kapitole 1.3 Stádia CMP (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 13 - 14).
- b) Dysfagie – postižený má obtíže s polykáním. Příčinou jsou oslabené svaly v oblasti tváře, čelisti, jazyka a polykacích svalů (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 13–14).
- c) Neurogenní poruchy močového měchýře – tyto poruchy mají poměrně široké spektrum, patří sem zejména inkontinence, polakisurie (zvýšená frekvence močení), snížená schopnost vedoucí až neschopnost k močení. Časté jsou opakované a recidivující infekce močového měchýře a močových cest.

Tyto neurogenní poruchy se dělí do tří oblastí: 1. hyperreflexie detruzoru, 2. dysynergie detruzoru i sfinkteru, 3. areflexie detruzoru (Lippertová – Grünerová, M., 2015, s. 82). Dle Lippertové – Grünerové (2015, s. 82) poukazuje na to, že 40 % – 47 % pacientů v akutní fázi je postiženo inkontinencí, avšak po 6–12 měsících po iktu byl tento symptom zredukován na zhruba 19 % pacientů.

- a) Senzorické obtíže – dochází k potížím s vnímáním a ztrátě smyslového rozlišování. Postižení mohou mít obtíže s určením polohy končetin a pozicí svého těla. Mohou se rovněž objevit potíže s hmatem, zrakem, sluchem, řečí, čichem či rovnováhou (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 13–14).
- b) Psychologické a emocionální problémy – u postižených se mohou objevit deprese, úzkost nebo změny nálady. Jsou to však spíše reakce na stav, než přímo následek CMP (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 13–14). Ehler et al. (2011) ve svém

článku uvádí, že deprese po CMP se vyskytuje v různých intervalech u 33 % pacientů. Mnohdy se deprese obtížně diagnostikují vzhledem k fatické poruše a kognitivním změnám. Také uvádí, že deprese více postihuje ženy či mladší nemocné. Na tomto onemocnění a jeho rozvoji se podílí také porucha neurotransmiterů, přerušení drah či léze některých mozkových struktur. Rehabilitace s těmito pacienty bývá obvykle obtížnější (Ehler et al., 2011, s. 132–133). Je důležité zahájit včas vhodnou léčbu antidepressiv (Lippertová – Grünerová, M., 2015, s. 82).

- c) Problémy s chápáním – následky se mohou dotknout rovněž také paměti, soustředění a prostorového chápání (*Rehabilitace po cévní mozkové příhodě*, 2004, s. 13–14).

## 1.5 Symptomy při ischemii jednotlivých mozkových tepen

Ischemií v karotickém povodí může být postižena arterie (a.) carotis interna či její větve. Mohou to být velké nebo povrchní perforované artérie, rovněž také a. ophthalmica (Bauer in Nevšimalová, Růžička a Tichý, 2002, s. 175). Pokud je ischemie v tomto povodí, následkem je náhlé zamlžení nebo až ztráta zraku na homolaterálním oku. Obvykle se porucha vyskytuje jen na okamžik (amaurosis fugax) (Bauer in Nevšimalová, Růžička a Tichý, 2002, s. 176). Zde ischemie může být klinicky němá či způsobit těžký mozkový infarkt (Kadaňka a Bareš 2010, s. 50). Záleží však na lokalizaci a rozsahu ložiska. Objevují se příznaky kortikosubkortikálních oblastí frontálního, parietálního a temporálního laloku. Z hlubokých struktur mohou být postiženy bazální ganglia, capsula interna či thalamus (Bauer in Nevšimalová, Růžička a Tichý, 2002, s. 175).

Nejčastěji se ischemie objevuje v povodí a. carotis media. Klinicky se projeví postižení kontralaterální hemiparézou, kdy je více postižena HK (Kadaňka a Bareš 2010, s. 50). Porucha hybnosti je více patrná akrálně a také na mimických svalech (Bauer in Nevšimalová, Růžička a Tichý, 2002, s. 175). Pokud je uzavřena levá a. carotis media, přidává se afázie, a to buď motorická, senzorická nebo smíšená. Jestliže je zasažen hlavní kmen tepny, projev je prezentován stejně těžkou parézou HK i DK. Postižení horní větve tepny se projevuje výraznější parézou HK (Kadaňka a Bareš 2010, s. 50). Často je přidružena také kontralaterální porucha citlivosti a kontralaterální homonymní hemianopsie. Jestliže je léze na straně dominantní hemisféry, jsou porušeny symbolické funkce a anozognozie. Pokud je léze přítomna na straně nedominantní hemisféry, projeví se jako ztráta kontralaterální pozornosti nebo jako Neglect syndrom. Vyskytuje se také deviace očí (mnohdy i hlavy) na stranu léze. Někdy může být přítomna i paréza pohledu na kontralaterální stranu.

Postižení mají typické držení těla, nazývané jako Wernickeovo-Mannovo. HK je držena ve flexi s addukcí. DK je v extenzi a při chůzi si pomáhají cirkumdukcí (Bauer in Nevšimalová, Růžička a Tichý, 2002, s. 175).

Pokud se ischemie nachází v povodí a. cerebri anterior, je doprovázena také kontralaterální hemiparézou, ale v tomto případě je více postižena DK. Protože tato ischemie není tak častá, je nezbytné při klinické symptomatologii v této oblasti myslet i na možnou jinou příčinu, např. nádor (Bauer in Nevšimalová, Růžička a Tichý, 2002, s. 176). Pokud je uzávěr oboustranný, vede to k vážným poruchám chování, apatii, abulii, prefrontálnímu laloku či až k vigilnímu kómatu (Kadaňka a Bareš 2010, s. 50).

Při uzávěru a. cerebri posterior je přítomna kontralaterální homonymní hemianopsie. Jestliže je přítomna léze v zadní části corpus callosum, stav vede k alexii. Při oboustranném uzávěru trpí postižený korovou slepotou, které si nemusí být ani vědom. Protože a. cerebri posterior zásobuje temporální lalok, může se při obstrukci rozvinout tranzitní globální amnézie, která se projevuje přechodnou, i několikahodinovou, ztrátou paměti. Na celou předchozí allopsychickou dezorientaci pak mají amnézii (Kadaňka a Bareš 2010, s. 50).

Ischemie se může nacházet také ve vertebrobasilárním povodí, kde může být postižena a. vertebralis, a. basilaris či její větve, dále také mozečkové tepny nebo mozkového kmene. Podle rozsahu a lokalizace hypoxie se objevují symptomy z kmenových center, ascendentních a descendentních drah, dále symptomy z postižení mozečku, okcipitálního nebo temporálního laloku, zadní části thalamu či z vestibulárního a sluchového receptoru (Bauer in Nevšimalová, Růžička a Tichý, 2002, s. 176). Obecně shrnutými symptomy tak bývá kvadruparéza, hypestézie rozšířena kvadrupedálně, alternující hemiparézy, mozečkové příznaky, nystagmus, Hornerův syndrom nebo kóma. Symptomy značně vypovídající o uzávěru v mozkovém kmeni jsou vertigo, nystagmus, diplopie, alternující hemiparéza, oscilopsie, léze hlavových nervů, okulární bobbing, internukleární oftalmoplegie, blefarospasmus, škytavka či dechové poruchy (Kadaňka a Bareš 2010, s. 50).

## **1.6 Rehabilitace u pacientů s CMP**

### **1.6.1 Akutní stádium**

Po včasném transportu pacienta a včasném zásahu lékařské péče na specializovaném pracovišti je třeba velmi komplexního přístupu. Jedním z nich je i rehabilitační péče, se kterou je vhodné začít co nejdříve. Ideálně již 3. den od začátku nemoci nebo 2. den po stabilizaci stavu.

Nezbytné je pacienta vícekrát za den polohovat a klást důraz na pasivní pohyby (Votava, 2001, s. 186). Pasivní pohyby je nutno provádět v antispastických vzorech. Cílem je snížení spasticity, prevence kontraktur a dekubitů (Burget, 2015, s. 71). Podle stavu vědomí je vhodné postupně zařazovat aktivní cvičení. Nejprve se začíná zdravými končetinami, a to především kvůli prokrvení a trombotické prevenci. Následně zdravou HK uchopuje za zápěstí postiženou HK a provádí s ní pasivní cvičení (Votava, 2001, s. 186). Taktéž přidáváme exteroceptivní a senzoryckou stimulaci paretické poloviny těla. Je využíváno taktilních, propioceptivních, termických, verbálních i optických stimulů (Burget, 2015, s. 71).

Pacient se učí mobilitě v rámci lůžka, tedy nadzvedávat se a přetáčet na zdravou a postiženou stranu. S navrácením se volní hybnosti a rozvojem spasticity je vhodné využívat principů facilitačních metod. Nutno však přihlížet na další poruchy, jako např. zraku, čítí, řeči, kognitivních funkcí či emocí (Votava, 2001, s. 186).

### **1.6.2 Subakutní stádium**

Za subakutní stádium je považován stav po 2 týdnech až 2 měsících od iktu. Obvykle dochází k viditelnému návratu volní hybnosti (Votava, 2001, s. 186). Období je také typické počátkem rozvoje spasticity. Rehabilitace klade velký význam na nácvik aktivní hybnosti a na pozvolné zahájení vertikalizace. (Horáček a Kolář, in Kolář et al. 2009, s. 391–392). Vertikalizace musí být postupná – otočení na bok (přes paretický bok), sed s podepřenými zády, stabilita vsedě, přesuny z lůžka na židli, stoj atd. (Papoušek, 2010, s. 145-149). Zejména důležitý je nácvik rovnováhy vsedě. Pracujeme tak s těžištěm – výchyly – především laterolaterálně. Dále nacvičovat přesuny na židli a stoj u lůžka (stabilita – důraz na stabilitu laterolaterálně a anteroposteriorně). Přesuny a stoj však lze nacvičovat, pouze pokud pacient již zvládl leh na boku a je stabilní, když sedí (Horáček a Kolář in Kolář et al. 2009, s. 391–392).

Při nácviku stoje je důležité zaměřit se na stabilitu kolenního kloubu a izolovanou dorzální flexi na paretické DK. Důraz je nutný klást také na trénink přenášení váhy latero – laterálně, protože ve stoji jsou porušeny posturální reflexy a na správný stereotyp chůze (Papoušek, 2010, s. 145-149), kdy je nutné brát zřetel na strach pacienta zatížit paretickou DK (Votava, 2001, s. 186).

U převážné většiny pacientů se rozvíjí spasticita, zejména na flexorové skupiny HK a extenzorech DK. K ovlivnění spasticity vede mnoho cviků, které na sebe navazují. Zprvu začínáme horními a dolními končetinami v poloze na zádech či na neparetickém boku. Provádíme také mobilizaci ramenního pletence. Nadále pokračujeme v poloze na břiše, v opoře na všech čtyřech končetinách s oporou o předloktí, vkleče (pro nácvik stability), z čehož



vyplývá, že jsou důležité cviky v oporách. Dalším krokem je lezení dopředu, a to z toho důvodu, že to je flekční pohybový vzorec. Lezení vzad podporuje naopak extenční vzorec. Pacient se také učí vstávání z kleku na stoličku, kde trénuje především laterolaterální stabilitu. Důraz by měl být kladen rovněž na stabilitu a provedení izolované dorsální flexe nohy kvůli spasticitě musculus (m.) triceps surae (Horáček a Kolář in Kolář et al. 2009, s. 391–392).

Pokud se stav pacienta vyvíjí dobrým směrem, dojde v rámci možností k úpravě patologií. Pacient je schopen obstojně ovládat paretickou HK a v chůzi si být jistější a stabilnější. Spasticita bývá mírnější, avšak stále nejsou možné izolované pohyby (Horáček a Kolář in Kolář et al. 2009, s. 391–392).

Na horních končetinách (HKK) bývá návrat hybnosti obvykle pomalejší než na dolních končetinách (DKK), proto by rehabilitace měla být zaměřena také na jemnější a izolovanější pohyby, tedy na funkční ergoterapii (Votava, 2001, s. 186). Pro příklad: izolovaný pohyb prstů a zápěstí, nácvik úchopů nezávisle na poloze vyšších segmentů HK. To platí rovněž pro DK – pohyby prstů, dorsální a plantární flexi v kotníku. Cvičení od proximálních částí k distálním (ramenní kloub a kyčelní kloub). Pacient by se měl dívat, co dělá – senzorická informace a nezadržovat při cvičení dech (zvyšuje spasticitu) (Horáček a Kolář in Kolář et al. 2009, s. 391–392).

Stav některých pacientů se postupně zlepšuje, avšak někteří dospějí do fáze, kdy již k výraznému zlepšování stavu nedochází a pacient je v tzv. chronickém stádiu (Horáček a Kolář in Kolář et al. 2009, s. 391–392).

### **1.6.3 Chronické stádium**

V tomto stádiu jsou již zafixovány špatné posturální a pohybové stereotypy (Votava, 2001, s. 186). Stereotypy jsou globální, chybí selektivita pohybů v jednotlivých segmentech (Bar a Chmelová, 2011, s. 7). Pacient obvykle používá postiženou DK jako oporu (rigidní). Větší opora je zdravou rukou o hůl a postižená strana těla je „tažena“ za pacientem. V oblasti pánve dochází k elevaci, k cirkumdukci DK, k rekurvaci kolene a nášlap je prováděn přes zevní stranu chodidla. Během chůze dochází k nárůstu spasticity na HK i DK. HK je flektovaná v lokti u těla, často se subluxací ramene, popř. syndromem bolestivého ramene a výraznými reflexními změnami měkkých tkání v této oblasti. ROM v zápěstí a drobných kloubech ruky je omezený. Pacient je schopný aktivních pohybů pouze v rámci patologických stereotypů s množstvím synergií (Horáček a Kolář in Kolář et al. 2009, s. 392).

U pacientů s výraznou spasticitou jsou využívány antispastické polohy a antispastické pohybové vzorce. Pokud nedochází k inhibici spasticity, volíme jiný přístup a to ergoterapii,

kteřá umožňuje pacientovi při jeho trvalém postižení zlepšit sebeobsluhu a zvládat tak ADL (Horáček a Kolář in Kolář et al., 2009, s. 392). Spasticitu lze také ovlivnit aplikací botulotoxinu.

Kromě pohybové terapie, je možné využít i fyzikální léčby k ovlivnění bolesti, podpoře trofiky a redukci otoku. Stereotypy jsou globální, chybí selektivita pohybů v jednotlivých segmentech (Bar a Chmelová, 2011, s. 8).

Důležitá je také spolupráce s protetikem pro výběr vhodných kompenzačních pomůcek (berle, chodítka, polohovací dlahy aj.) (Bar a Chmelová, 2011, s. 8). Cílem je tedy co nejmenší možná závislost pacienta na svém okolí, to mu dodává i psychickou sílu (Horáček a Kolář in Kolář et al. 2009, s. 392).

## **1.7 Fyzioterapie u CMP – koncepty**

### **1.7.1 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace – PNF**

Výchozím neurofyziologickým mechanismem je cíleně působit na aktivitu motoneuronů předních rohů míšních aferentními vstupy, a to ze svalových, šlachových i kloubních proprioreceptorů, ale i exteroceptivně – taktilních, zrakových a sluchových (Pavlů, 2003, s. 28).

Pohyb je veden v pohybových vzorech (diagonálách), kdy je přizpůsobován odpor a technika. Uplatňují se kombinace pasivního pohybu, pohybu s částečnou dopomocí a aktivního pohybu (Pavlů, 2003, s. 28).

Ačkoliv studie, kterou provedl Kawahira et al. (2004, s. 36) byla uskutečněna u pacientů s hemiplegií DK, je zřejmé, že intenzivní opakování pohybu v rámci fyzioterapeutického přístupu mimo jiné na neurofyziologickém podkladě, významně ovlivnilo pohyb postižené DK (extenze a flexe kolene).

### **1.7.2 Bobath koncept**

Jedná se o diagnosticko – terapeutický koncept, který se specializuje na řešení funkčních poruch pohybu, především každodenních činností, a narušené posturální funkce. Terapie se odehrává interakcí mezi terapeutem a pacientem.

Jsou oslovovány mnohé systémy – neurofyziologické, biomechanické, psychické aj. Předpokladem k terapii je zachovalý funkční potenciál (plasticita) mozku. Cílem konceptu je dosažení co nejvyšší možné kvality a funkce v daném problému pacienta (Šidáková, 2009, s. 334). Koncept je indikován zejména pro centrální poruchy hybnosti, jako je dětská mozková obrna nebo cévní mozková příhoda (Pavlů, 2003, s. 55).

### **1.7.3 Zrcadlová terapie „mirror therapy“**

Princip zrcadlové terapie vychází z neuroplasticity mozku a spočívá ve vizuálním biofeedbacku, kdy dochází k úpravě pohybu postižené končetiny. Zrcadlové nejsou aktivní pouze při plánování pohybu, ale jsou činné i během pouhého pozorování konaného pohybu druhé osoby.

Metoda působí na komunikaci mezi hemisférami, nicméně stupeň zlepšení je závislý na frekvenci používání terapie. Zrcadlo je umístěno kolmo mezi končetinami tak, že odráží zdravou končetinu. Pohyb vykonaný zdravou končetinou při současném pozorování pohybu v zrcadle vyvolá v mozku pacienta iluzi, že pohyb je možné udělat i s postiženou končetinou, která je ukryta za tou částí zrcadla, kde se obraz neodráží. Podstata této terapie spočívá v domněnce pohybu postižené končetiny (Jančíková, Konečný a Horák, 2018, s. 139–140).

Michielsen et al. (2010, s. 393) provedli studii, kde zkoumali účinek zrcadlové terapie u pacientů s CMP. Tato terapie se ukázala jako efektivní. U pacientů se zvýšila aktivita v oblasti premotorického kortexu.

Efekt zrcadlové terapie potvrzuje také Behrens et al. (2012, s. 2), kde se ukázalo, že tato terapie zlepšila pohybové možnosti, v tomto případě HK.

### **1.7.4 Vojtova reflexní lokomoce**

Jedná se o terapeutický přístup, jež přináší celistvý pohled na pacienta (Skaličková – Kováčiková, 2017, s. 83).

Podstatou je neurofyziologicky a vývojově orientovaná soustava, která má za cíl znovu objevení fyziologických (vrozených) pohybových vzorů, které byly zablokovány postižením mozku. Pracováno je s reflexními vzory (Šidáková, 2009, s. 335).

Prof. Vojta objevil dva hlavní vývojové vzory pohybu – reflexní otáčení a reflexní plazení. Cílem je aktivace ztracených nebo patologických funkcí. Využívá se spoušťových zón, kterými dojde k vyvolání změny držení těla. Spolu s motorickou změnou dochází také k vegetativním reakcím – zrychlený dech, pocení a zčervenání kůže (Šidáková, 2009, s. 335).

Jednotlivé modely lidské ontogeneze jsou vyvolávány bez vědomé spolupráce pacienta, a to prostřednictvím výchozí polohy a kombinací spoušťových zón. Na spinální úrovni jsou tak drážděny motorické generátory (central pattern generators, dále CPG), které jsou pod vlivem vyšších úrovní, až té nejvyšší – mozkové kůry. Model se poté částečně či globálně vybaví ve spontánní hybnosti (Skaličková – Kováčiková, 2017, s. 83).

### **1.7.5 Bazální programy a podprogramy – Koncept Čápové**

Bazální posturální programy dle Čápové pracují s hybnými programy z vývojové řady. Cílem tohoto konceptu je obnova zdroje fyziologické hybnosti (Školící a fyzioterapeutické centrum Jimramov, 2009).

Terapie je zaměřená na facilitaci a reedukaci pohybů. Využíváno bývá bazálních programů určených k primární vertikalizaci, např. lokomoční projevy při ontogenezi dítěte.

Terapie je určena nejen pacientům po CMP, ale také funkčním poruchám páteře, kloubním poruchám, skoliózám i periferním parézám aj. (Šidáková, 2009, s. 334).

### **1.7.6 Rood metoda**

Tato metoda je postavena na podrobné analýze na množství senzorických stimulů k motorickým reakcím. Na základě zjištěných poznatků se využívá stimulů k facilitaci, aktivaci či inhibici motorických funkcí. Metoda má za cíl zlepšit koordinaci pohybů. Tato metoda je indikována pro diagnózy, jako jsou dětská mozková obrna, parkinsonismus, revmatická artritida, pro aktivaci paretických svalových skupin a pro stavy po cévních mozkových příhodách (Pavlů, 2003, s. 109).

## **1.8 Chůze**

Véle (2006, s. 73) uvádí, že lidská motorika je řízena jako účelově řízená aktivita tak, aby bylo dosaženo požadovaného cíle. Také říká, že řízení motoriky je řízeno geneticky, učením se a nasbíranými zkušenostmi v průběhu života.

Součástí motorického vývoje je rovněž vývoj chůze, který velmi úzce pojí s vývojem postury, která tvoří základ cílených pohybů (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131).

Dungl (2014, s. 46) definuje lokomoci čili chůzi, jako způsob umožňující přesun z místa na místo. U každého jednotlivce se vzpřímená bipedální lokomoce odehrává v optimální rychlosti, kdy je vynaloženo minimum energetického výdeje, s mírnými odchylkami vzhledem k věku a pohlaví. Uvádí chůzi jako individuálně typickou a zmiňuje, že je možné dle zvuku a rytmu identifikovat osobu, aniž bychom ji spatřili.

Vývoj lze nazvat jako hierarchické vyzrávání předurčeného neuronového vzoru. Dle běžného pojetí je motorika novorozence řízena primitivními reflexy a spinálními generátory motorických vzorů (CPG) (Perry a Bunfield, 2010, s. 1).

Perry a Bunfield (2010, s. 1) chůzi vymezují jako základní přirozené pohybové vyjádření člověka, které je vhodným prostředkem pro přesun z místa na místo. Pokud nejsou přítomny patologie, chůze se stává koordinovanou, efektivní a bez námahy.

Véle (2006, s. 347) říká, že aby chůze mohla být bezpečná, je třeba, aby byla zajištěna stabilita vzpřímené polohy, v klidu i v pohybu. Centrální nervový systém (CNS) tuto funkci zprostředkovává pomocí svalového aparátu, který je v místě kontaktu oporné báze a země pevný, a to z toho důvodu, aby mohla působit reaktivní síla, která vzniká působením gravitace a propulzní svalové síly. Pro udržení polohy i pohybu slouží tzv. antigravitační svaly. Síla, kterou produkuje odrazová končetina, umožňuje zvednout trup šikmo směrem vzhůru a dopředu, švihová DK má za funkci zabránit pádu trupu. Pád je tak podporovaný působením gravitace ve chvílích posunu těžiště dopředu. Posun je vyvolán odrazovou končetinou.

Při chůzi jsou svaly rytmicky zkracovány. Dochází k tomu tahem, který působí na pohyblivou kostěnou část, jež se v kloubu opírá o nějakou další kostěnou část, která se může pohybovat. Konkrétně se jedná např. o pánev (opora pro femur) proti hrudníku. Ve výsledku je pohyb otáčivý a cyklický, kyvadlového charakteru (Véle, 2006, s. 347-348).

### **1.8.1 Podmínky provedení chůze**

Mnoho autorů popisuje různé rozdělení podmínek, které umožňují chůzi. Whittle (2007, s. 101) uvádí čtyři podmínky, které je nutné splnit k provedení chůze. Jedná se o:

- a) schopnost udržení vzpřímené a stabilní postury,
- b) střídavou oporu obou DKK, aby mohla být přenesena hmotnost těla,
- c) koordinovaný pohyb DKK během švihové fáze, aby mohl být umožněn plynulý kontakt s podložkou,
- d) dostatečnou svalovou sílu pro pohyb těla vpřed.

Gage (1991, s. 61) uvádí pět charakteristik fyziologické chůze. Jedná se o:

- a) zajištěnou stabilitu ve vzpřímeném stoji,
- b) dostatečný odval chodidla během švihové fáze,
- c) odpovídající délku švihové fáze s adekvátním umístěním chodidla,
- d) dostatečnou délku kroku,
- e) uchování dynamiky pohybu během krokového cyklu.

Aby mohly být splněny zmíněné podmínky, je nutné, aby byly splněny také vnitřní podmínky. Mezi tyto podmínky je zahrnutý odpovídající svalový tonus (svalová síla), nepoškozená kostní tkáň, kloubní funkčnost, dostatečný rozsah v kloubu, možnost zpětných informací pomocí zraku, vestibulárního ústrojí a senzomotorického systému. Pokud některá z těchto podmínek není dodržena, fyziologický vzor chůze se stává patologickým. Chůze je pak náročnější na energii (Jakubec et al., 2015, s. 9–10).

## 1.8.2 Ontogeneze chůze

Ontogenezi a popisem motorického vývoje se zabývá vývojová kineziologie. Soustředí se na motorické programy uložené v CNS, které jsou uloženy jako matrice. Jejich uskutečnění se odehrává vývojem posturální ontogeneze.

Pojem ontogeneze označuje vývoj jedince od jeho narození až po jeho smrt. Ontogeneze navazuje na intrauterinní vývoj, probíhá automaticky a je vázána na zrání CNS, vhodné zevní podmínky a motivaci (Vyskotová, 2013, s. 41–42).

V průběhu prvního roku života dítěte dozrávají vyšší centra a nižší centra CNS se dostávají pod jejich kontrolu. Dochází k inhibici primitivních pohybů nebo jejich „přesunu“ pod volní kontrolu (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 131).

Dílčími jednotkami jsou tzv. bazální programy, které jsou znakem lidské motoriky. Bazální programy obsahují pohybové vzory, na které navazuje „nadstandartní“ motorická výbava. Aby mohly být spuštěny vertikalizační programy, je třeba přesných kombinací aferentních vstupů (Vyskotová, 2013, s. 42).

Vařeka a Vařeková (2009, s. 132) novorozenecké období vymezují pro prvních 4–5 dnů. Novorozenec je typický fyziologickou hypertonií. Jedná se o projev posturální nejistoty. Motoricky se dítě projevuje nejjednoduššími reflexy a synkinézami.

Vařeka a Vařeková (2009, s. 132) období od konce 5. dne do konce 1. měsíce života dítěte nazývají holokinetickým stádiem. Postura novorozence je řízena na míšní úrovni, kdy dítě je schopno provádět pouze holokinetické pohyby (nekoordinované pohyby). Přidává se tzv. novorozenecké kopání a novorozenecká chůze. Tzv. novorozeneckou chůzi (stepping reflex) lze vyvolat, jestliže je dítě postaveno na plošky nohou, trup je vychýlen vpřed a následně vychylován střídavě do stran. Tzv. novorozenecké kopání je označováno za projev vrozených spinálních motorických okruhů (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 132).

Období mezi 2. – 5. měsícem Vařeka a Vařeková (2009, s. 133) nazývají tzv. monokinetickým stádiem. Říkají, že masivní synergie začínají být postupně eliminovány a dítě začíná hýbat končetinami izolovaně, avšak bez konkrétního směru. Doposud byly svaly ve fyziologické hypertonii, ale kolem 4. měsíce začíná být hypertonie nahrazována spíše fyziologickou hypotonií. Ke konci 3. měsíce je dítě schopno v poloze na zádech udržet symetrickou polohu, kdy trup je již napřímen a kořenové klouby v centrovaném postavení, postupně také přichází na to, že pokud jednu končetinu využije jako oporu k zajištění postury, druhá homologní končetina se může cíleně pohybovat. U 4 - 5 měsíčního dítěte se objevuje také místo střídavého kopání, kopání oběma nohama zároveň. Dítě zvládá také přitáhnout obě DKK k trupu, pomocí flexorů kyčle, jež potřebují k této aktivitě punctum fixum v pánvi. Jestliže

břišní svaly nejsou schopny udržet pánev v retroverzi nebo neutrálním postavení, nelze provést synchronní kopání. Postupně tak dítě začíná přecházet od otevřených kinematických řetězců s reciproční aktivací antagonistů k uzavřeným kinematickým řetězcům, kdy je postura lépe zajištěna (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 133–134).

Tzv. dromokinetickým stádiem je nazýváno období 5. – 12. měsíce, kdy postupně většina pohybů začíná mít konkrétní cíl a účel, přestože koordinace není zcela dokonalá.

V 6. měsíci se ztrácí reflexní úchop ruky a později i reflexní úchop nohy, a to z toho důvodu nástupu opěrné funkce (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 134).

V 6. – 8. měsíci začíná dítě lézt. Ke konci dromokinetického stádia zvládá již zkříženou koordinaci končetin. Tomuto stádiu však předchází období plazení a tulenění, kdy má dítě oporu o lokty a DKK jsou volně nataženy.

V 9. – 18. měsíci dítě své pohyby postupně začíná velmi dobře ovládat, a to až k samostatné chůzi bez vnější opory (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 135). Dítě nejprve zvládá samostatně stát, následně realizuje první kroky do prostoru a následuje samostatná chůze v sagitální rovině. Teprve až dítě, které zvládá nerovnosti terénu a kráčí samostatně, dosáhlo tzv. sociální bipedální lokomoce (Skaličková – Kováčiková, 2017, s. 38).

## 1.9 Krokový cyklus

Rozdělení krokového cyklu dle Perry:

- a) počáteční kontakt – initial contact,
- b) reakce na zatížení – loading response, 0 % až 10 %,
- c) střed stojné fáze – midstance, 10 % až 30 %,
- d) konečný stoj – terminal stance, 30 % až 50 %,
- e) předšvihová fáze – preswing phase, 50 % až 60 %,
- f) počáteční švih – initial swing, 60 % až 70 %,
- g) střed švihové fáze – midswing, 70 % až 85 %,
- h) konečný švih – terminal swing, 85 % až 100 % (Perry in Kolář a Valouchová, 2009, s. 48).

Rozdělení krokového cyklu podle Vaughana et al. (1992, s. 10):

- a) úder paty – heel strike,
- b) kontakt nohy – foot flat,
- c) střed stojné fáze – midstance,
- d) odvinutí paty – heel off,

- e) odraz palce – toe off,
- f) zrychlení – acceleration,
- g) střed švihové fáze – midswing,
- h) zpomalení – deceleration,

Ahmed a Ahmed (2008, s. 143) uvádějí, že normální fyziologická chůze se skládá z 60 % stojné fáze a 40 % z fáze švihové.

Dle Véleho (2006, s. 348) každá DK při krokovém cyklu prochází třemi oddělenými pohybovými fázemi:

- a) Švihová fáze – DK jde kupředu bez kontaktu s podložkou.
- b) Oporná (stojná) fáze – v této fázi je DK po celou dobu v kontaktu s podložkou.
- c) Dvojitá opora – obě DKK jsou ve styku s podložkou.

Cyklickým opakováním vzniká krokový cyklus (KC), který je dělen na opornou a švihovou fázi.

Švihová fáze – tato fáze je obtížná především na zachování vodorovné polohy pánve, ta má tendenci k poklesu na straně švihové DK. Děje se tomu z důvodu ztráty jednoho bodu opory (DK). Mírným poklesem pánve je zapříčiněna nutnost polohu vyrovnat, a to pomocí aktivity abduktorů opěrné DK, ale také pomocí m. quadratus lumborum a m. iliopsoas, opět na švihové straně. Pomocí dotyku paty švihové DK je bráněno hrozcímu pádu (Véle, 2006, s. 348–350).

Oporná fáze – začíná úderem paty švihové DK o podložku, kdy tímto pohybem je brzděn pád. Z paty se kontakt rozšiřuje na celé chodidlo a za pomoci nožní klenby je vytvářena oporná báze tak, aby vznikl pevný bod kontaktu. Jsou střídány pohyby supinace a pronace, které opatřují změny nožní klenby a je tak zajišťována dostatečná opora pro působení reaktivní síly. DK, která byla do té chvíle končetinou, jež brzdila, stává se opornou DK. Navazuje pohyb vpřed, kdy se odvíjí chodidlo plantární flexí a stává se odrazovou DK, ze které pramení síla, která zvedá tělo mírně směrem vzhůru a dopředu. Odrazová fáze je ukončena odvinutím palce a z DK se stává švihová DK (Véle, 2006, s. 350).

U chůze lze definovat dané části jako je:

- a) Krok (step), který trvá od úderu paty jedné DK do úderu paty druhé DK s opornou funkcí.
- b) Dvojkrok (stride) je definován od úderu jedné paty do jejího dalšího úderu paty stejné DK (Véle, 2006, s. 350). Probíhá v daném časovém úseku mezi opakujícími se kontaktem paty tentýž nohy s podložkou. V průběhu chůze je noha po celou dobu

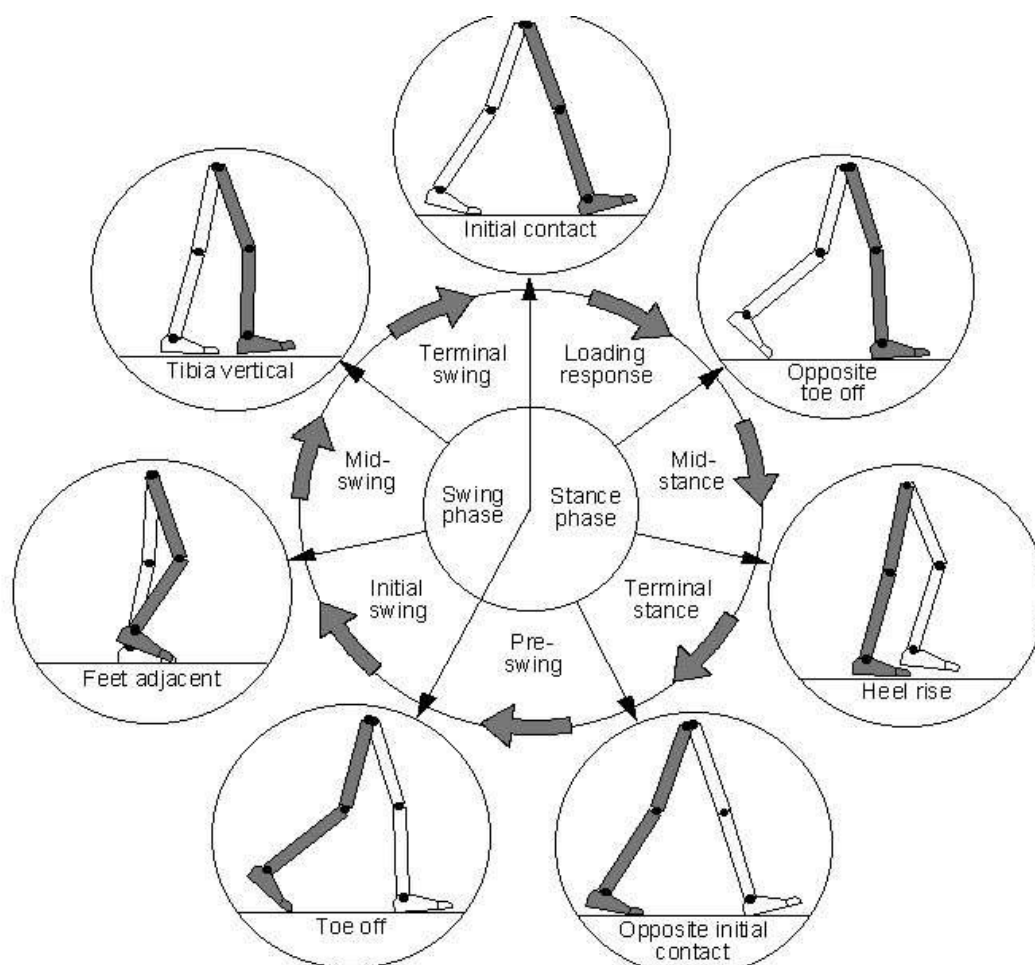


pohybu vpřed v kontaktu s podložkou a hmotnost je přenášena v průběhu cyklu oběma chodidly (Dungl, 2014, s. 46-48).

Svaly, které jsou zdrojem lokomoce, vytvářejí pro trup startovací impulz a dodávají propulzní sílu, která 'pozvedá tělo směrem šikmo nahoru a posunuje jej vpřed. Tyto svaly také stabilizují vertikální polohu a taktéž pro pohyb těla a zabraňují pádu, který hrozí působením gravitace (Véle, 2006, s. 350).

Chůze se odehrává v opakujícím se sledu pohybu končetin současně s pohybem těla vpřed, zatímco je rovněž udržován vzpřímený stabilní stoj. Každá část krokového cyklu se skládá částí vzájemně se ovlivňujících. Jedná se o interakci mezi multisegmentálními dolními končetinami a celkovou tělesnou hmotností. Na KC lze pohlížet třemi základními přístupy.

Prvním a nejjednodušším přístupem rozděluje cyklus podle kontaktu chodidel s podložkou. Druhý přístup používá časové a vzdálenostní parametry kroku. Třetí přístup rozděluje chůzi na funkční fáze (Perry a Burnfield, 2010, s. 3).



**Obrázek 1** Fáze krokového cyklu (Whittle, 2017, s. 52)

### 1.9.1 Fáze krokového cyklu

Fáze krokového cyklu jsou vyobrazeny na Obrázku 1 (s. 26).

Stojná fáze

- a) Initial contact (počáteční kontakt) – interval 0 % až 2 % KC. Tato fáze zahrnuje úder paty, tzv. heel strike. V tento okamžik je přenesena hmotnost těla a pata je středem otáčení. V kyčelním kloubu je flexe, koleno v extenzi a kotník se nachází v dorsální flexi, v neutrálním postavení. Cílem této fáze je především tlumit náraz. Kontralaterální DK se nachází na začátku pre-swingu (Perry a Burnfield, 2010, s. 11).
- b) Loading response (postupné zatěžování) – 2 % až 12 % KC. Doba, která trvá od počátečního kontaktu nohy jedné DK do odrazu palce druhé DK. Je především absorbován náraz a přenášena tělesná hmotnost (Perry a Burnfield, 2010, s. 11). Hlezenní kloub je na počátku fáze v dorsální flexi (případně v neutrálním postavení), následuje pasivní plantární flexe, která vzniká při položení plosky nohy na podložku. Dotekem s podložkou dochází k mírné pronaci v subtalárním kloubu. Pronace souvisí s flexí kolenního kloubu. Ten byl do doby před kontaktem plosky nohy s podložkou v extenzi. Kyčelní kloub směřuje do extenze. Pánev je rotována na stranu nové stojné DK (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 52–53).
- c) Midstance (mezistoj) – 12 % až 31 % KC. Fáze začíná odrazem palce kontralaterální DK a je ukončena ve chvíli, kdy je zdvihnuta stejnostranná pata. Cílem je stabilita končetin i trupu. Druhostranná DK se nachází v midstance (Perry a Burnfield, 2010, s. 12). Hlezenní kloub se nachází v pasivně vyvolané dorzální flexi. Subtalární kloub je v supinaci v důsledku zatížení přednoží a odlehčením paty. Kolenní kloub se dostává do maximální flexe ve stojné fázi, a začíná extenzi. Kyčelní kloub je v extenzi (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 54–55).
- d) Terminal stance (konečný stoj) – 31 % až 50 % KC. Fáze začíná zvednutím paty stojné DK a trvá do doby doteku s podložkou kontralaterální paty. Hmotnost těla se tak pohybuje po přednoží. Kontralaterální DK dokončuje terminal swing (Perry a Burnfield, 2010, s. 13). V hlezenním kloubu probíhá aktivně plantární flexe, která se děje díky m. triceps surae, Především m. gastrocnemius má větší potenciál pro vyvinutí maxima síly v důsledku probíhající extenze v kolenním kloubu. Tah m. triceps surae má za následek také supinaci v subtalárním kloubu. Kolenní kloub zaujímá maximální extenzi v KC vůbec, která končí asi na 3° flexe. Do nulového postavení se dostává kyčelní kloub, který následně pokračuje opět do extenze (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 55).

e) Pre-swing (před švih) – 50 % až 62 % KC. Jedná se o konečnou fázi stojné fáze krokového cyklu. Začíná kontaktem plosky nohy s podložkou kontralaterální DK a končí ve chvíli, kdy se palec odlepí od podložky. Kontralaterální DK se nachází v loading response (Perry a Burnfield, 2010, s. 13–14). V hlezenním kloubu pokračuje plantární flexe, subtalární kloub se nachází v supinaci, kolenní kloub je flektován a kyčelní kloub dosahuje maximální extenze, po které následuje rychlá flexe (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 56).

#### Švihová fáze

- a) Initial swing (počáteční švih) – 62 % až 75 % KC. Fáze je přibližně třetinou švihové fáze. Začíná zvednutím nohy, švihové DK, od podložky a končí ve chvíli, kdy se nachází v opozici nohy stojné DK, tedy v okamžiku, kdy je flexe v kolenním kloubu. Hlezno je v neúplné dorsální flexi. Druhostranná DK se nachází na začátku midstance (Perry a Burnfield, 2010, s. 13–14).
- b) Midswing (mezi švih) – 75 % až 87 % KC. Fáze začíná ve chvíli, kdy je maximální flexe v kolenním kloubu a je ukončena v momentu, kdy je tibia ve vertikálním postavení. DK se posouvá směrem vpřed a ploska nohy není v žádném kontaktu s podložkou. Pro následný pohyb je nezbytná extenze kolenního kloubu a dorzální flexe v hlezenním kloubu. Druhostranná DK se nachází v midstance (Perry a Burnfield, 2010, s. 15).
- c) Terminal swing (konečný švih) – 87 % až 100 % KC. Začíná vertikální polohou tibie a končí, když se chodidlo dostane do kontaktu s podložkou. Fáze je tedy kompletní, když se koleno nachází v extenzi, v kyčelním kloubu dochází k mírnému poklesu a hlezenní kloub je v dorzální flexi. Kontralaterální DK je v terminal stance (Perry a Burnfield, 2010, s. 16).

## 1.10 Patologie chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě

Míra pohybové dysfunkce po CMP příhodě je určena lokalizací a rozsahem konečného poškození CNS (Kolář et al., 2017, s. 522).

Olney a Richards (1996, s. 136) uvádějí, že pouze 23 % – 37 % pacientů po cévní mozkové příhodě, je schopno samostatné chůze již první týden po iktu. Nadále uvádí informaci, že 50 % – 80 % pacientů po 3 týdnech od iktu zvládá chůzi bez pomoci další osoby. Po 6 měsících od iktu se počet pacientů schopných chůze zvyšuje až na 85 %. French et al. (2010, s. 9) říká, že však pouze 18 % pacientů je schopno se navrátit do stejné kondice a kvality chůze jako před iktem.

Hemiparetická chůze je typická nižší rychlostí, menší vytrvalostí, asymetrickým zatěžováním DKK, kdy paretická DK je odlehčována. Nadále je tato chůze charakteristická zhoršenou schopností selektivního pohybu, zpomalenou posturální reaktivitou, zhoršenou prostorovou orientací (Kolář et al., 2017, s. 522) a sníženou schopností adaptace na měnící se zevní podmínky, tedy adaptovat se na nerovnosti povrchu a vyhýbání se překážkám (Den Otter et al., 2005, s. 180), kdy pacient obvykle reaguje zkrácením délky kroku (Roerdink et al., 2007, s. 1010).

Jedním z dalších problémů u těchto pacientů je posturální asymetrie, která je charakteristická posunem těžiště těla, a to ve směru k neparetické straně (Ahmed a Ahmed, 2008, s. 145). Posun těžiště těla je následkem poškození mozkových struktur, které souvisí s posturální kontrolou (Giuliani, 1990, s. 253).

Mezi dva hlavní mechanismy, které ovlivňují chůzi, patří snížená schopnost svalové kontrakce či generování normální svalové kontrakce v různých svalových skupinách a také nesprávné načasování svalové aktivity. Díky těmto mechanismům se může rozvinout spasticita či jiné mechanické vlastnosti svalu. Snížená síla svalové kontrakce může být ovlivněna sníženým počtem aktivních motorických jednotek nebo může být svalová síla ovlivněna hyperaktivitou protilehlé svalové skupiny (Olney a Richards, 1996, s. 136-137).

Perry udává, že abnormality hemiparetické chůze jsou důsledkem zhoršené stability paretické DK a sníženou schopností hybnosti těla provádět pohyb vpřed v prostoru. Pacienti podle Perry neadekvátně absorbují náraz paty při iniciálním kontaktu, mají nedostatečnou kontrolu hybnosti v průběhu stojné fáze, trpí sníženou schopností generace síly při odrazu kvůli tomu, aby udrželi dopředný pohyb a v průběhu švihové fáze je paretická DK neadekvátně rychlá (Perry in Giuliani, 1990, s. 253). Podstatně kratší stojná fáze kroku je na paretické straně (Olney a Richards, 1996, s. 137) Olney a Richards (1996, s. 137) také uvádějí tři rozdíly ve stojné a švihové fázi. První rozdíl je, že stojná fáze na paretické i neparetické DK trvá delší čas, v porovnání s normální fyziologickou chůzí. Druhým rozdílem je již výše zmíněný údaj, a to že stojná fáze je na paretické DK kratší než na straně neparetické. Třetím rozdílem, který autoři uvádějí, je delší doba strávená ve dvojí opoře.

- Drop foot

Jde o oslabené nebo inaktivní dorzální flexory (m. tibialis anterior) nohy nebo o plantární flexory (m. triceps surae), které jsou hyperaktivní (Whittle, 2007, s. 117). Následkem je tzv. stepáž, jež je kompenzačním vzorem, který je typický větší flexí kolenního a kyčelního kloubu v průběhu švihové fáze (Chin et al., 2009, s. 2). Objevuje se zde i tzv. toe drag, kdy jsou prsty

nohy taženy po podložce, avšak zmíněný kompenzační mechanismus tomuto tažení má zabránit. (Whittle, 2007, s. 117).

- Clawing toe

Jedná se o asociovaná reakce způsobená spasticitou flexorů prstů na noze, tzv. drápkovité postavení prstů nohy, kdy metatarzofalangeální skloubení je v extenzi a v proximálním i distálním interfalangeálním skloubení je flexe. Tuto patologii pacient může pociťovat zejména ve fázi Loading response (přenos zatížení) (Lim, Ong a Seet, 2006, s. 43)

- Hyperextenze kolenního kloubu (locked knee)

V průběhu stejné fáze je hyperextenze kolenního kloubu způsobena z více příčin. Důvodem je nedostatečná aktivita svalů, jako jsou hamstringy, m. quadriceps femoris. Naopak nadměrně aktivní jsou plantární flexory hlezenního kloubu, s čím se pojí i inverzí postavení chodidla. Právě flexory kolene, jako jsou hamstringy a muscoli (mm.) gastrocnemii zabraňují hyperextenzi, a to převážně v midstance (Moseley et al., 1993a, s. 265). Následkem je kompenzační úklon trupu vpřed (Whittle, 2007, s. 114).

Ve švihové části je omezená flexe kolenního kloubu – je následkem snížení svalové síly plantárních flexorů či flexorů kyčelního kloubu, a také spasticitou hamstringů, a to především m. biceps femoris a m. semimembranosus, jež inhibují flexi kyčelního kloubu (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 615).

- Kolaps kolenního kloubu

Jestliže je oslabený m. tibialis anterior, při initial contact dochází ke kontaktu špičky se zemí a oslabený m. triceps surae tak dovolí při zatížení posun tibie dopředu, což vede k posunu reakční síly před kolenní kloub. Jestliže pokud je oslabený m. quadriceps femoris, kolenní kloub selhává do flexe (Gage et al., 1995, s. 1618).

- Hip hiking

Jedná se o kompenzační modifikaci chůze. Snížená flexe kolenního kloubu díky slabým hamstringům snižuje schopnost jedinci provést dostatečně dlouhý clearance (míjení nohy přes podložku) během švihové fáze (Sulzer et al., 2010, 1709). Jedinec je pak nucen využívat kompenzační modifikaci chůze „hip hiking“, při níž je pánev zvedána na straně švihové DK směrem nahoru s aktivací břišního svalstva a použitím cirkumdukce. Současně při tažení pánve na straně švihové DK dochází i k jejímu sklopení posteriorně (Whittle, 2007, s. 111).

- Cirkumdukce

Kompenzace, které mohou být spojeny se zmenšenou flexí kolenního kloubu, jsou ty, které budou zkracovat délku postižené DK. Patří mezi ně elevace pánve a abdukce na straně švihové (postižené) DK. Tento kompenzační mechanismus se nazývá jako cirkumdukce. Elevace pánve je také doprovázena úklonem trupu směrem ke kontralaterální straně (Moseley et al., 1993b, s. 276).

- Hip drop

Jestliže jsou abdukory kyčelního kloubu (m. gluteus medius a minimus, m. tensor fascia lata) hypoaktivní, nejsou schopni dostatečně stabilizovat pánev a dochází k poklesu pánve na straně švihové DK. Tento pokles pánve je nazýván jako Trendelenburgův příznak. (Whittle, 2007, s. 181). Aby se snížily nároky na oslabené svaly, jedince využívá úklonu trupu směrem ke stejné DK (Whittle, 2007, s. 106).

- Omezení extenze kyčelního kloubu (stojná fáze)

Potenciálními příčinami omezení extenze kyčelního kloubu na počátku stojné fáze, může být následkem nedostatečného aktivity extenzorů kyčle. Autoři uvádějí, že dle elektromyografického záznamu byla ve stojné fázi snižená aktivita u m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. semitendinosus and m. biceps femoris. Nadále může být příčinou adaptační zkrácení flexorů kyčle nebo jejich spasticita či hypertonus. Protože s extenzí kyčle se ve stojné fázi pojí také dorsální flexe nohy, další příčinou, která tento pohyb může omezit, je nadměrná aktivita plantárních flexorů nohy či jejich adaptačním zkrácením. Příčinou může být také omezení extenze kolenního kloubu (Moseley et al., 1993a, s. 261-263).

- Zvýšení flexe kolenního kloubu (stojná fáze)

Zvýšená flexe kolenního kloubu může být způsobena spasticitou flexorů kolene. Flexory kolene jsou tak schopny „přemoci“ oslabený m. quadriceps femoris, což vede k různým modifikacím chůze, např. ohybu trupu směrem dopředu. Kolenní kloub se může také nadměrně ohýbat během fáze Loading response, jestliže mu brání plantární flexe v hlezenním kloubu, což brání přesunu vektoru síly podél nohy (Whittle, 2007, s. 116).

- Porušení současné flexe kolenního, kyčelního kloubu a plantární flexe hlezna

Důvodem je narušení timingu mezi m. quadriceps femoris, hamstringy a m. iliopsoas. Vliv má také snižená aktivita flexorů kyčelního kloubu ve fázi pre-swing a initial swing (Gage et al., 1995, s. 1613).

- Inverze a plantární flexe nohy

Svaly, které se mohou podílet na inverzním postavení nohy s plantární flexí: m. tibialis anterior a posterior, m. flexor digitorum longus, m. extensor hallucis longus, m. gastrocnemius (m. soleus) a oslabené m. peroneus longus a brevis. Dle elektromyografu (EMG) byla zaznamenána především aktivita m. gastrocnemius a soleus, ale i m. flexor digitorum longus, způsobující plantární flexi. Příčinou inverze je hyperaktivita m. tibialis anterior a posterior (v kombinaci s m. gastrocnemius a m. soleus) (Brashear a Elovic, 2016, s. 132-134)

## 1.11 Přístrojové metody

### 1.11.1 Zebris FDM-T

Zebris FDM-T (Příloha 2, s. 67) je jednou z možností přístrojové techniky, kterou lze využít pro analýzu a terapii chůze (Kolářová, Marková a Stacho in Kolářová et al., 2014, s. 38). Přístroj umožňuje analyzovat chůzi na běžecím pásu při rozdílných rychlostech se značným opakováním fází krokového cyklu. Součástí chodícího pásu je tlaková platforma, která je umístěna pod pásem a obsahuje kapacitní senzory, jež jsou individuálně kalibrovány. Pacienti tak mohou být měřeni s botami i bez bot (Zebris, rok neuveden). Přístroj analyzuje rozklad sil při statickém, ale i dynamickém rozložení. Tlaková plošina je umístěna pod chodícím pásem, její rozměry jsou 150 x 50 cm. Maximální rychlost pásu je 10 km/hod, zrychlit jej lze o 0,1 km/hod. Lze rovněž uvést pás do zpětného chodu, a tak nacvičit chůzi pozpátku či z kopce. Lze analyzovat stoj i chůzi.

Chodící pás obsahuje software FDM – T. Součástí jsou i přídavná zařízení, jako třeba nájezdová plošina pro méně mobilní pacienty či závěsný systém, který poskytuje vertikalizaci pacientům, kteří nejsou schopni samostatně stát.

Závěsný systém obsahuje bezpečnostní vestu, která je dostupná ve třech velikostech. Systém slouží nejen jako bezpečnostní prvek, ale také je možné ho otočit tak, aby pacient šel bokem či čelem vzad.

Další součástí je ruční ovladač, kde lze nastavit rozsah odlehčení a dynamiku chůze s ohledem na pohyb těžiště. Je doporučeno odlehčení 30 % - 40 % pacientovy hmotnosti. Po obou stranách pásu jsou madla, u kterých lze nastavit výšku i šířku. Po stranách se také nacházejí sedáky pro terapeuty, a to z toho důvodu, aby mohli pracovat více ergonomicky. Dále je součástí ovládací panel a kontrolní displej se základními informacemi o rychlosti pásu, době terapie, vzdálenosti, a sklonu pásu. Parametry lze nastavit individuálně (Kolářová, Marková a Stacho in Kolářová et al., 2014, s. 38–40).

- Zpracování dat

Naměřená data, průběh měření a nahrávky, lze v programu rozkliknout a zobrazit tak náhledy.

Lze pracovat s rychlostí nahrávky, kterou lze zpomalit či zrychlit. Rovněž program umožňuje zobrazení tlakového působení v 3D či orientačně změřit úhly v daných segmentech.

Report je vytvářen automaticky a je možné do něj připisovat poznámky či komentáře, následně je možné jej uložit např. ve formátu pdf (Kolářová, Marková a Stacho in Kolářová et al., 2014, s. 38–54).

- Vyšetření chůze

Vyšetření chůze je analyzováno obvykle v čase 60 s. Rychlost je přizpůsobena pacientovi či jeho upřednostňované rychlosti. Pro ukončení terapie je vhodné rychlost chodícího pásu postupně snižovat, až je pás zcela zastaven.

Na konci měření je vydán report, který zobrazuje kinetické a časoprostorové parametry chůze (Kolářová, Marková a Stacho in Kolářová et al., 2014, s. 41).

### **1.11.2 Měřené parametry chůze z chodícího pásu Zebris FDM-T**

a) Maximální tlak a charakter center of pressure (COP) během krokových cyklů – tento oddíl zahrnuje distribuci maximálních tlaků v jednotlivých fázích KC, jedná se o střední stoj (průměrnou hodnotu), celou stojnou fázi a absolutní maxima.

b) Časoprostorové parametry chůze – tyto parametry zahrnují:

- Foot rotation – rotace chodidla (podélné osy). Jestliže je osa dovnitř, jedná se o negativní hodnotu. Pokud je osa zevně, jde o pozitivní hodnotu.
- Step length (cm) – délka kroku (vzdálenost mezi pravou a levou patou DK při kontaktu).
- Stride length (cm) – délka dvojkroku (vzdálenost mezi dvěma údery paty stejné DK).
- Step width (cm) – šířka kroku.
- Stance phase (%) – čas, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou.
- Swing phase (%) – vyjádření doby, kdy se DK nachází ve švihové fázi.
- Double stance phase (%) fáze dvojí opory v součtu.
- Step time (s) – čas trvání od úderu jedné paty do úderu paty druhé.



- Stride time (s) – čas od úderu paty po další úder paty stejné DK.
- Cadence (krok/min.) – frekvence kroků.
- Velocity (km/hod) – průměrná rychlost chůze.

c) Silové parametry – jedná se o:

- Length of gait line (mm) – na základě reakčních sil, které působí na podložku, jsou číselně vyjádřeny změny polohy COP.
- Single support line (mm) – zde jsou číselně vyjádřeny hodnoty stejné fáze jedné DK. Parametr je vyvozen z Butterfly Diagramu, ze změn COP, z reakčních sil, které působí na podložku.
- Ant/post position (mm) – jedná se o umístění středového bodu odvozeného z Butterfly Diagramu, jde o anterioposteriorní směr.
- Lateral symmetry (mm) – opět jde o středový bod z Butterfly diagramu v laterolaterálním směru. Jestliže je hodnota nulová, jde o symetrii.
- Average force (N) – zde jsou graficky zachyceny vertikální části reakční síly krokového cyklu. K tomuto údaji se ještě navazuje: maximum force 1 (první maximum reakční síly), time maximum force 1 (čas prvního maxima v krokovém cyklu – osa X), time maximum force 2 (čas druhého maxima v krokovém cyklu – osa X), average max pressure (ve stejné fázi, graficky zobrazené tlakové působení).

Kromě těchto parametrů je součástí také tzv. Butterfly Diagram, který zobrazuje průběh COP během krokového cyklu.

d) Rozdělená tlaků stejné fáze – zde je chodidlo rozděleno na tři části – přednoží, středonoží, zadonoží. Na jednotlivých částech chodidla jsou znázorněny změny silového působení během krokového cyklu, rovněž je vyobrazena také působení reakční síly. Tento parametr se nazývá Force overaly.

- Time change to heel to forefoot (s), Time change heel to forefoot (%) – vyjádření odvalu chodidla v čase a procentech ve stejné fázi. Dále pro každou část chodidla je určeno:
- Maximum force (N) – maximum silového působení.
- Maximum pressure (N/cm<sup>2</sup>) – maximum tlakového působení.
- Time maximum force – čas maximálního silového působení.

- Contact time (čas v % ve stojné fázi) – průměrná doba, kdy byla část chodidla v kontaktu s podložkou (Kolářová, Marková a Stacho in Kolařová et al., 2014, s. 41–46).

## 2 CÍL A HYPOTÉZY

Cílem této diplomové práce je zhodnotit rozdíly mezi 1. a 2. měřením u vybraných parametrů chůze a možný vliv chodícího pásu Zebris FDM-T zařazeného do terapie u pacientů v subakutním stádiu CMP.

**H<sub>01</sub>:** Neexistuje rozdíl mezi porovnanými hodnotami 1. a 2. měření pro časové parametry:

- a) Velocity,
- b) Cadence.

**H<sub>A1</sub>:** Existuje rozdíl mezi porovnanými hodnotami 1. a 2. měření pro časové parametry:

- a) Velocity,
- b) Cadence.

**H<sub>02</sub>:** Neexistuje rozdíl v prostorových parametrech mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK v 1. a 2. měření:

- a) Step length – paretická DK,
- b) Step length – zdravá DK,
- c) Stride length,
- d) Step width.

**H<sub>A2</sub>:** Existuje rozdíl v prostorových parametrech mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK v 1. a 2. měření:

- a) Step length – paretická DK,
- b) Step length – zdravá DK,
- c) Stride length,
- d) Step width.

**H<sub>03</sub>:** Neexistuje rozdíl v Stance phase a Swing phase. mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK v 1. a 2. měření:

- a) Stance phase – paretická DK,
- b) Stance phase – zdravá DK,
- c) Swing phase – paretická DK,
- d) Swing phase – zdravá DK.

**H<sub>A3</sub>:** Existuje rozdíl v Stance phase a Swing phase. mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK v 1. a 2. měření:

- a) Stance phase - paretická DK,
- b) Stance phase - zdravá DK,
- c) Swing phase - paretická DK,
- d) Swing phase - zdravá DK.

**H<sub>0</sub>4:** Neexistuje rozdíl v parametru Max pressure mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK z 1. a 2. měření:

- a) Forefoot – paretická DK,
- b) Forefoot – zdravá DK,
- c) Midfoot – paretická DK,
- d) Midfoot – zdravá DK,
- e) Heel – paretická DK,
- f) Heel – zdravá DK.

**H<sub>A</sub>4:** Existuje rozdíl v parametru Max pressure mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK z 1. a 2. měření:

- a) Forefoot – paretická DK,
- b) Forefoot – zdravá DK,
- c) Midfoot – paretická DK,
- d) Midfoot – zdravá DK,
- e) Heel – paretická DK,
- f) Heel – zdravá DK.

## **3 METODY VÝZKUMU**

### **3.1 Charakteristika výzkumné skupiny**

Výzkumná skupina se skládá z 9 probandů (3 muži, 6 žen). Průměrná hmotnost probandů byla 79,5 kg ( $\pm 13,4$ ) s průměrnou výškou 167,1 cm ( $\pm 4,9$ ), průměrný věk činil 63,8 let ( $\pm 11,4$ ). Probandi byli hospitalizováni ve Fakultní nemocnici Olomouc, na Rehabilitačním lůžkovém oddělení.

Všichni probandi měli diagnostikovanou CMP v subakutním stádiu, v povodí a. cerebri media (7 probandů) a ve vertebro-bazilárním povodí (2 probandi). Aby mohli být probandi do výzkumu zařazeni, muselo se jednat o první ataku, ischemického původu. Dále museli mít poruchu chůze, avšak museli být schopni se pohybovat samostatně. Také museli být orientováni v prostoru i čase, byli bez kognitivního deficitu, bez úrazových patologií, být soběstační a v přiměřené fyzické kondici.

Před zahájením výzkumu probandi potvrdili svůj souhlas o účasti podpisem informovaného souhlasu. Výzkum probíhal v Kineziologické laboratoři ve Fakultní nemocnici Olomouc.

### **3.2 Průběh výzkumu a použité metody výzkumu**

Každý proband absolvoval celkem 2 měření, vždy po dobu 1 minuty na chodícím páse Zebris FDM-T.

První měření bylo provedeno z počátku hospitalizace, tedy 1. či 2. den. Druhé měření proběhlo po 8 až 14 dnech hospitalizace (poslední den hospitalizace), kdy probandi ukončili konvenční rehabilitační terapii lůžkového oddělení. Délka hospitalizace a rehabilitačního programu byla stanovena dle stavu probanda a indikace lékaře.

Konvenční rehabilitační terapie zahrnovala kinezioterapii 2x za den, jež byla vedena pod odborným dohledem fyzioterapeuta. Součástí byl také trénink chůze na chodícím páse, a to 1x za den.

Tato práce je zaměřena na hodnocení vybraných parametrů chůze, jež byly měřeny na chodícím páse Zebris FDM-T. Probandům byla současně snímána svalová aktivita vybraných svalů pomocí EMG, kdy výsledky EMG jsou součástí jiné diplomové práce.

Chodící pás byl během chůze postupně rozpořehován až na pacientovi vyhovující rychlost a poté byla provedena analýza chůze po dobu 1 minuty.

Pro analýzu chůze byly vybrány tyto parametry (charakteristika parametrů je uvedena v kapitole 1.11.2 Měřené parametry chůze z chodícího pásu Zebris FDM-T, s. 32):

a) Časoprostorové parametry

- Step length [cm],
- Stride length [cm],
- Step width [cm],
- Stance phase [%],
- Swing Phase [%],
- Cadence [step/min],
- Velocity [km/h].

b) Maximum pressure [N/cm<sup>2</sup>].

### 3.3 Metody statistického hodnocení

Naměřená data byla nejprve zpracována v programu Microsoft Office Excel, následně byla statisticky zpracována v programu Statistika. Výsledná data byla dána do popisných tabulek, jež zahrnují aritmetický průměr (AVG), medián (MED) a směrodatnou odchylku (SD). Normalita dat byla ověřována Shapiro – Wilkovým testem normality. Protože rozložení dat bylo normální, k ověření hypotéz byl použit Párový t-test. Pro přijetí alternativní hypotézy ( $H_A$ ) byla stanovena hladina statistické významnosti  $p < 0,05$ .

## 4 VÝSLEDKY

**Tabulka 1** Popisná statistika časoprostorových parametrů 1. a 2. měření

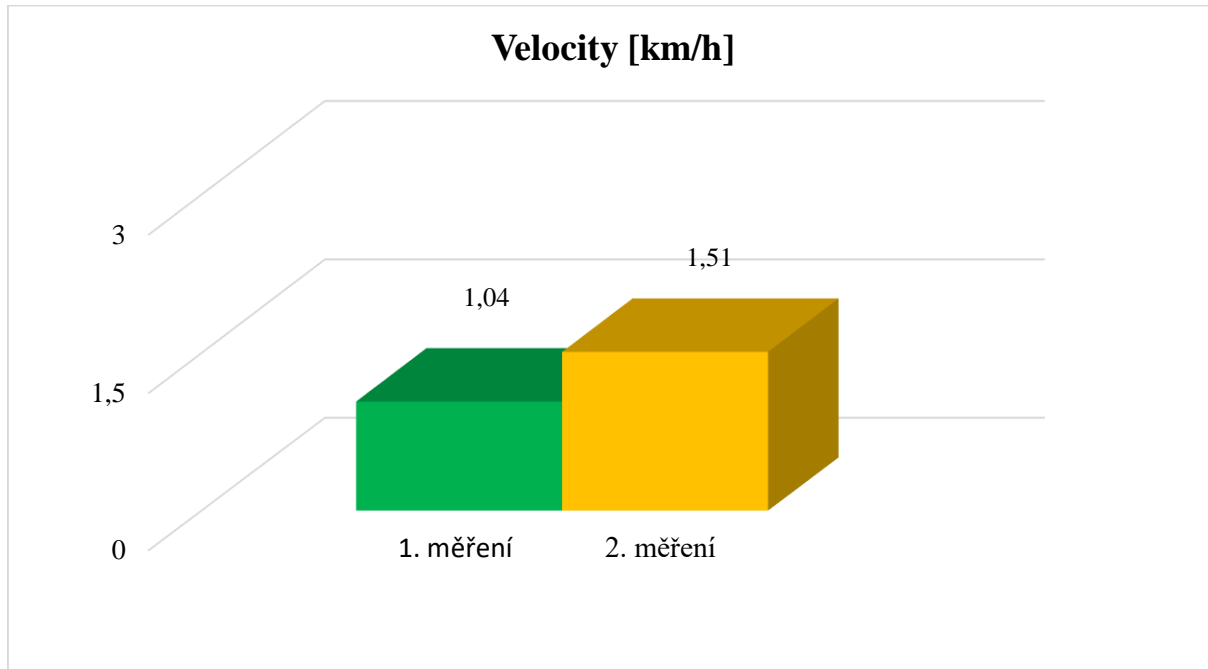
	<b>n platných</b>	<b>Aritmetický průměr (AVG)</b>	<b>Medián (Med)</b>	<b>Směrodatná odchylka (SD)</b>
Step length paretická [cm] 1	9	30,33	34,00	10,99
Step length zdravá [cm] 1	9	28,22	33,00	9,67
Stride length [cm] 1	9	59,33	67,00	19,86
Step width [cm] 1	9	9,22	10,00	2,33
Stance phase paretická [%] 1	9	71,71	70,70	6,61
Stance phase zdravá [%] 1	9	68,74	66,80	4,25
Swing Phase paretická [%] 1	9	28,29	29,30	6,61
Swing Phase zdravá [%]	9	31,26	33,20	4,25
Cadence [step/min] 1	9	62,33	64,00	22,22
Velocity [km/h] 1	9	1,04	0,90	0,47
Step length paretická [cm] 2	7	41,57	42,00	4,50
Step length zdravá [cm] 2	7	34,71	34,00	6,58
Stride length [cm] 2	9	74,78	73,00	9,63
Step width [cm] 2	9	9,33	9,00	2,60
Stance phase paretická [%] 2	9	69,41	71,00	5,82
Stance phase zdravá [%] 2	9	67,56	67,10	2,79
Swing Phase paretická [%] 2	9	30,59	29,00	5,82
Swing Phase zdravá [%] 2	9	32,44	32,90	2,79
Cadence [step/min] 2	9	68,11	66,00	19,34
Velocity [km/h] 2	9	1,51	1,30	0,50

**Legenda:** 1–1. měření, 2–2. měření, n platných – počet probandů

**Tabulka 2** Párový t-test: porovnání hodnot časoprostorových parametrů z 1. a 2. měření

	Aritmetický průměr (AVG)	Směrodatná odchylka (SD)	Rozdíl	Hladina statistické významnosti p
Step length paretická[cm] 1	31,00	10,52	-10,57	0,008
Step length paretická[cm] 2	41,57	4,50		
Step length zdravá [cm] 1	30,29	10,09	-4,43	0,066
Step length zdravá [cm] 2	34,71	6,58		
Stride length [cm] 1	59,33	19,86	-15,44	0,009
Stride length [cm] 2	74,78	9,63		
Step width [cm] 1	9,22	2,33	-0,11	0,880
Step width [cm] 2	9,33	2,60		
Cadence [step/min] 1	62,33	22,22	-5,78	0,174
Cadence [step/min] 2	68,11	19,34		
Velocity [km/h] 1	1,04	0,47	-0,47	0,000
Velocity [km/h] 2	1,51	0,50		

**Legenda:** 1–1. měření, 2–2. měření, n platných – počet probandů, p – hladina statistické významnosti (<0,05 H<sub>0</sub> zamítáme, ≥ 0,05 H<sub>0</sub> nelze zamítnout)



**Obrázek 2** Grafické zobrazení parametru Velocity z 1. a 2. měření



**Hypotéza H<sub>01</sub>** znějící: „*Neexistuje rozdíl mezi porovnanými hodnotami 1. a 2. měření pro časové parametry:*

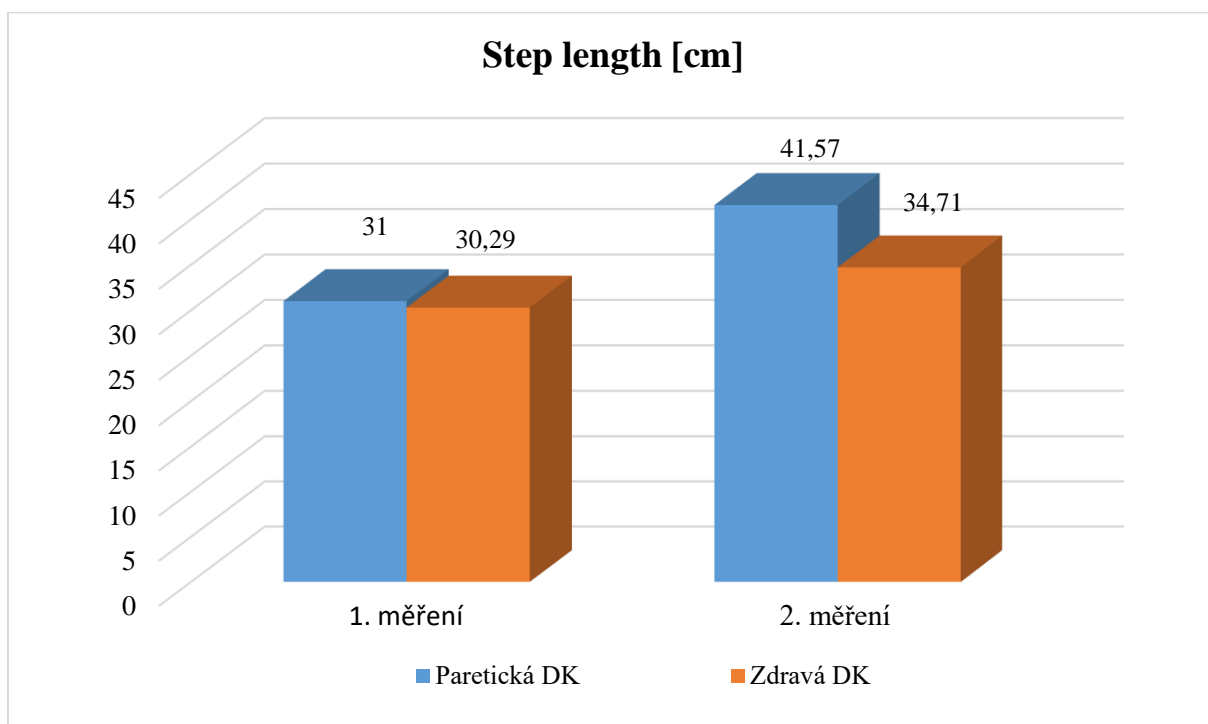
- a) *Velocity,*
- b) *Cadence.*“

Hypotézu H<sub>01</sub> lze potvrdit pro parametr Cadence na základě rozdílu statistické významnosti ( $p \geq 0,05$ ). Pro parametr Velocity lze zamítnout (Tabulka 1 a 2, s. 39 a 40)

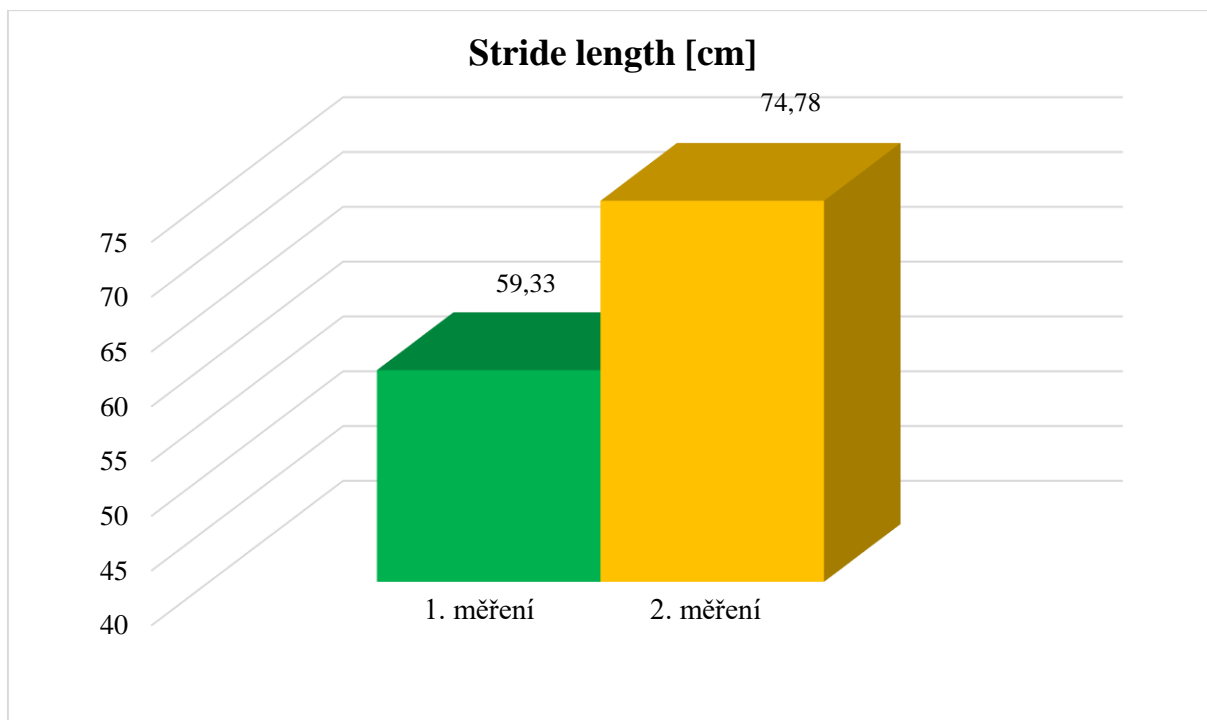
**Hypotéza H<sub>A1</sub>** znějící: „*Existuje rozdíl mezi porovnanými hodnotami 1. a 2. měření pro časové parametry:*

- a) *Velocity,*
- b) *Cadence.*“

Hypotézu H<sub>A1</sub> lze zamítnout pro parametr Cadence. Hypotézu H<sub>A1</sub> lze potvrdit pro parametr Velocity, kde byl prokázán signifikantní rozdíl statistické významnosti ( $p < 0,05$ ) (Tabulka 1 a 2, s. 39 a 40, Obrázek 2, s. 40, Příloha 6, s. 74).



**Obrázek 3** Grafické zobrazení parametru Step length z 1. a 2. měření



**Obrázek 4** Grafické zobrazení parametru Stride length z 1. a 2. měření

**Hypotéza H<sub>02</sub>** znějící: „*Neexistuje rozdíl v prostorových parametrech mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK v 1. a 2. měření:*

- a) *Step length – paretická DK,*
- b) *Step length – zdravá DK,*
- c) *Stride length,*
- d) *Step width.*“

Hypotézu H<sub>02</sub> lze potvrdit pro parametry: Step length – zdravá DK, Step width, Stance phase – paretická DK, Stance phase – zdravá DK, Swing phase – paretická DK, Swing phase – zdravá DK ( $p \geq 0,05$ ). Hypotézu H<sub>02</sub> lze zamítnout pro ostatní testované prostorové parametry (Tabulka 1 a 2, s. 39 a 40).

**Hypotéza H<sub>A2</sub>** znějící: „*Existuje rozdíl v prostorových parametrech mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK v 1. a 2. měření:*

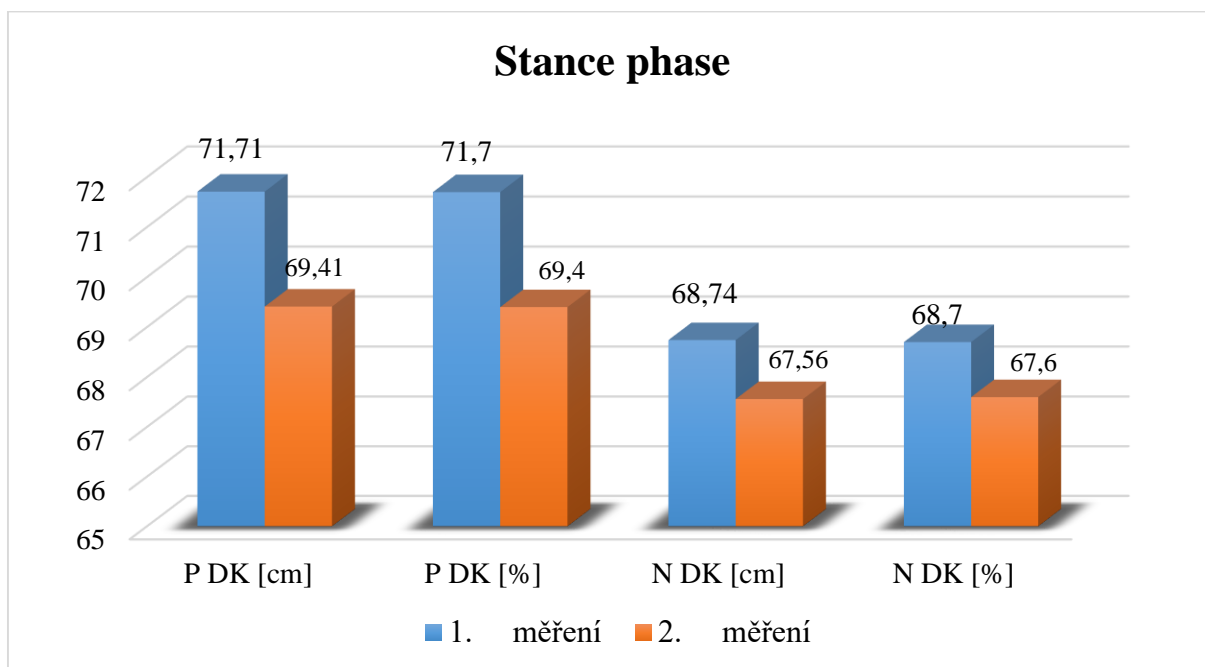
- a) *Step length – paretická DK,*
- b) *Step length – zdravá DK,*
- c) *Stride length,*
- d) *Step width.*“

Hypotézu  $H_{A2}$  lze potvrdit pro parametry: Step length – paretická DK (Tabulka 2, s. 40, Obrázek 3, s. 41, Příloha 3, s. 73) a Stride length, (Tabulka 2, s. 40, Obrázek 4, s. 42, Příloha 5, s. 74) na základě signifikantního rozdílu statistické významnosti ( $p < 0,05$ ). Hypotézu  $H_{A2}$  lze zamítnout pro ostatní testované prostorové parametry

**Tabulka 3** Párový t-test: porovnání hodnot Stance a Swing phase v 1. a 2. měření

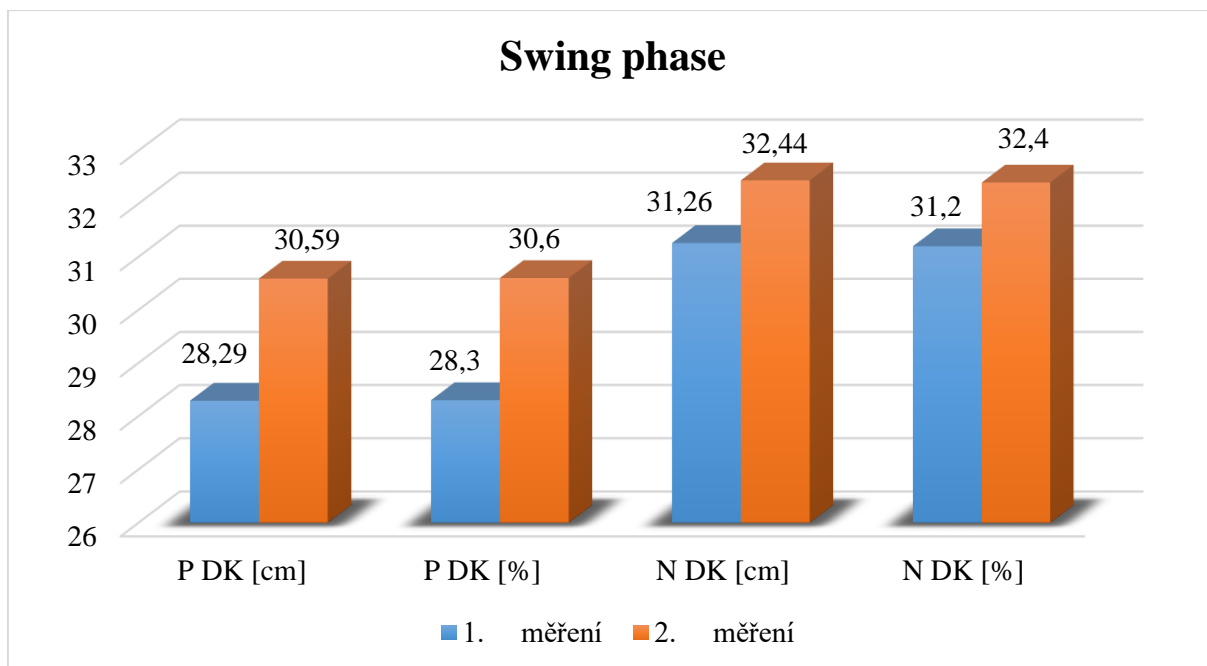
	Aritmetický průměr (AVG)	Směrodatná odchylka (SD)	Rozdíl	Hladina statistické významnosti p
Stance phase paretická [%] 1	71,71	6,61	2,3	0,403
Stance phase paretická [%] 2	69,41	5,82		
Stance phase zdravá [%] 1	68,74	4,25	1,19	0,465
Stance phase zdravá [%] 2	67,56	2,79		
Swing Phase paretická [%] 1	28,29	6,61	-2,3	0,403
Swing Phase paretická [%] 2	30,59	5,82		
Swing Phase zdravá [%] 1	31,26	4,25	-1,19	0,465
Swing Phase zdravá [%] 2	32,44	2,79		

**Legenda:** 1–1. měření, 2–2. měření, n platných – počet probandů, p – hladina statistické významnosti ( $< 0,05$   $H_0$  zamítáme,  $\geq 0,05$   $H_0$  nelze zamítnout)



**Obrázek 5** Grafické zobrazení parametru Stance phase z 1. a 2. měření pro paretickou a zdravou DK

**Legenda:** P DK – paretická dolní končetina, N DK – neparetická dolní končetina



**Obrázek 6** Grafické zobrazení parametru Swing phase z 1. a 2. měření pro paretickou a zdravou DK

**Legenda:** P DK – paretická dolní končetina, N DK – neparetická dolní končetina

**Hypotéza H<sub>03</sub>** znějící: „*Neexistuje rozdíl v Stance phase a Swing phase. mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK v 1. a 2. měření:*

- a) *Stance phase – paretická DK,*
- b) *Stance phase – zdravá DK,*
- c) *Swing phase – paretická DK,*
- d) *Swing phase – zdravá DK.*“

Hypotézu H<sub>03</sub> lze potvrdit pro všechny testované parametry na základě signifikantního rozdílu statistické významnosti ( $p \geq 0,05$ ) (Tabulka 1 a 3, s. 39 a 41, Obrázek 5 a 6, s. 43 a 44, Příloha 7, s. 75).

**Hypotéza H<sub>A3</sub>** znějící: „*Existuje rozdíl v Stance phase a Swing phase. mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK v 1. a 2. měření:*

- e) *Stance phase – paretická DK,*
- f) *Stance phase – zdravá DK,*
- g) *Swing phase – paretická DK,*
- h) *Swing phase – zdravá DK.*“

Hypotézu H<sub>A3</sub> lze zamítnout pro všechny testované parametry.

**Tabulka 4** Popisná statistika – Maximum pressure

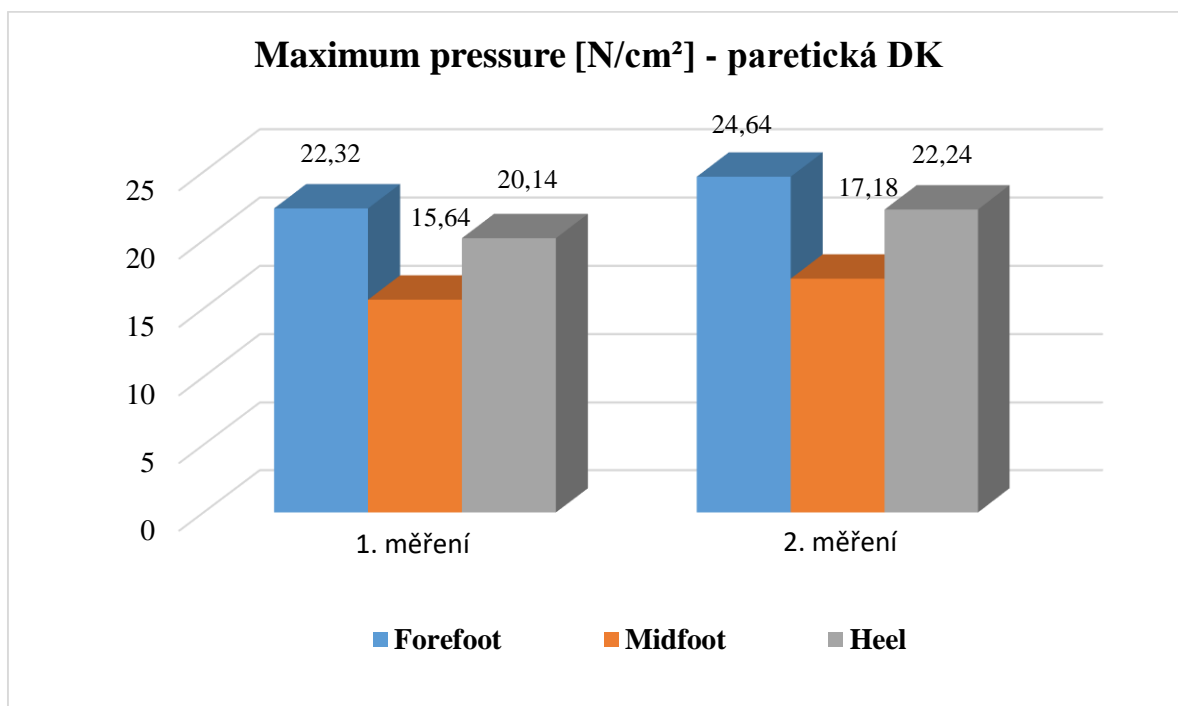
	n platných	Aritmetický průměr (AVG)	Medián (Med)	Směrodatná odchylka (SD)
Forefoot paretická [N/cm2] 1	9	22,32	20,60	7,10
Forefoot zdravá [N/cm2] 1	9	20,62	18,40	7,00
Midfoot paretická [N/cm2] 1	9	15,64	14,80	2,93
Midfoot zdravá [N/cm2] 1	9	16,67	15,10	4,15
Heel paretická [N/cm2] 1	9	20,14	17,20	7,62
Heel zdravá [N/cm2] 1	9	17,47	17,00	4,20
Forefoot paretická [N/cm2] 2	9	24,64	24,80	7,56
Forefoot zdravá [N/cm2] 2	9	24,28	25,10	7,15
Forefoot rozdíl [N/cm2] 2	9	0,37	-1,20	6,22
Midfoot paretická [N/cm2] 2	9	17,18	16,30	4,31
Midfoot zdravá [N/cm2] 2	9	16,54	16,00	4,05
Heel paretická [N/cm2] 2	9	22,24	27,00	8,77
Heel zdravá [N/cm2] 2	9	20,36	22,90	6,70

**Legenda:** 1 – 1. měření, 2 – 2. měření, n platných – počet probandů, p – hladina statistické významnosti (<0,05 H<sub>0</sub> zamítáme, ≥ 0,05 H<sub>0</sub> nelze zamítnout)

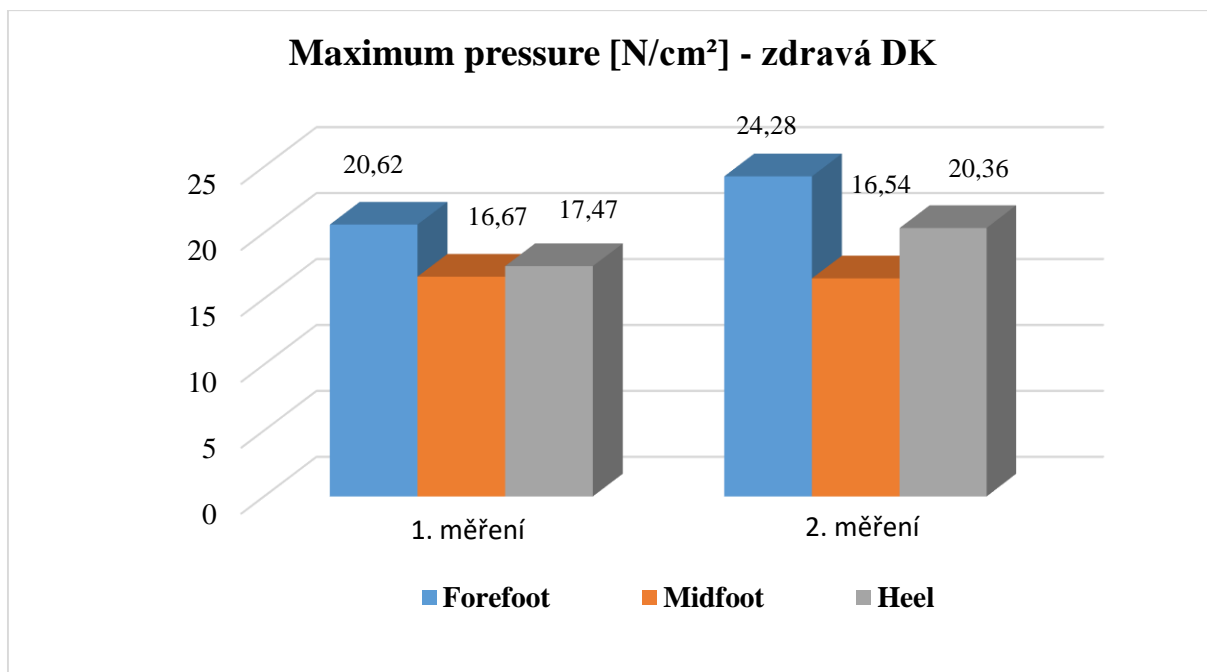
**Tabulka 5** Párový t-test: porovnání hodnot z 1. a 2. měření pro Maximum pressure

	Aritmetický průměr (AVG)	Směrodatná odchylka (SD)	Rozdíl	Hladina statistické významnosti p
Forefoot paretická [N/cm <sup>2</sup> ] 1	22,32	7,10	-2,32	0,117
Forefoot paretická [N/cm <sup>2</sup> ] 2	24,64	7,56		
Forefoot zdravá [N/cm <sup>2</sup> ] 1	20,62	7,00	-3,66	0,017
Forefoot zdravá [N/cm <sup>2</sup> ] 2	24,28	7,15		
Midfoot paretická [N/cm <sup>2</sup> ] 1	15,64	2,93	-1,53	0,222
Midfoot paretická [N/cm <sup>2</sup> ] 2	17,18	4,31		
Midfoot zdravá [N/cm <sup>2</sup> ] 1	16,67	4,15	0,12	0,946
Midfoot zdravá [N/cm <sup>2</sup> ] 2	16,54	4,05		
Heel paretická [N/cm <sup>2</sup> ] 1	20,14	7,62	-2,10	0,301
Heel paretická [N/cm <sup>2</sup> ] 2	22,24	8,77		
Heel zdravá [N/cm <sup>2</sup> ] 1	17,47	4,20	-2,89	0,194
Heel zdravá [N/cm <sup>2</sup> ] 2	20,36	6,70		

**Legenda:** p – hladina statistické významnosti (<0,05 H<sub>0</sub> zamítáme, ≥ 0,05 H<sub>0</sub> nelze zamítnout)



**Obrázek 7** Grafické zobrazení parametru Maximum pressure paretické DK z 1. a 2. měření



**Obrázek 8** Grafické zobrazení parametru Maximum pressure zdravé DK z 1. a 2. měření

**Hypotéza H<sub>04</sub>** znějící: „*Neexistuje rozdíl v parametru Maximum pressure mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK z 1. a 2. měření.*

- a) *Forefoot – paretická DK,*
- b) *Forefoot – zdravá DK,*
- c) *Midfoot – paretická DK,*
- d) *Midfoot – zdravá DK,*
- e) *Heel – paretická DK,*
- f) *Heel – zdravá DK.*“

Hypotézu H<sub>04</sub> lze potvrdit pro parametry: Forefoot – paretická DK, Midfoot – paretická DK, Midfoot – zdravá DK, Heel – paretická DK, Heel – zdravá DK ( $p \geq 0,05$ ). Hypotézu H<sub>04</sub> lze zamítnout pro Forefoot – zdravá DK (Tabulka 4 a 5, s. 42 a 43).

**Hypotéza H<sub>A4</sub>** znějící: „*Existuje rozdíl v parametru Maximum pressure mezi porovnanými hodnotami pro paretickou a zdravou DK z 1. a 2. měření.*

- a) *Forefoot – paretická DK,*
- b) *Forefoot – zdravá DK,*
- c) *Midfoot – paretická DK,*
- d) *Midfoot – zdravá DK,*
- e) *Heel – paretická DK,*

*f) Heel – zdravá DK.*“

Hypotézu  $H_04$  lze potvrdit pro Forefoot – zdravá DK ( $p < 0,05$ ). Hypotézu  $H_04$  lze zamítnout pro ostatní testované parametry (Tabulka 4 a 5, s. 42 a 43, Obrázek 7 a 8, s. 46 a 47, Příloha 8, s. 75).



## 5 DISKUZE

CMP je jednou z hlavních příčin morbidit i mortality u dospělých jedinců ve vyspělých zemích. Přeživší obvykle trpí množstvím neurologických deficitů či poruch, jako jsou např. hemiparéza, poruchy komunikace, kognitivní poruchy nebo prostorové vnímání. Všechny tyto deficity mají výrazný vliv na kvalitu života jedince. Autor také uvádí, že až 50 % - 60 % pacientů i po dokončení rehabilitační péče trpí určitým stupněm motorického deficitu (Belda-Lois et al., 2011, s. 1). Stejného názoru jsou i autoři Hlinovský, Hlinovská a Doležalová (2016, s. 267) uvádějící 50 % pacientů po překonané CMP, jež i 6 měsíců po iktu se potýkají s reziduální funkční poruchou. Dále uvádějí 30 % pacientů, kteří jsou omezeni na soběstačnosti, a 25 % pacientů zůstává ve stálé ošetrovatelské péči. Incidence CMP tak pro Českou republiku připadá na 270–350/100 000 obyvatel za rok. Z toho je 88 % - 89 % ischemické CMP (Hlinovský, Hlinovská a Doležalová, 2016, s. 267). Většina pacientů se také potýká se ztrátou schopnosti samostatné chůze, v lepším případě „pouze“ s mnohými asymetriemi jako např. asymetrickým zatěžováním DKK, sníženou rychlostí chůze a sníženou schopností adaptace na nerovnosti terénu (Den Otter et al., 2005, s. 180), kdy obvykle pacient reaguje zkrácením délky kroku (Roerdink et al., 2007, s. 1010).

Lokomoce (chůze) je jedním ze stěžejních cílů terapie. Lokomoce je výsledkem složitých dynamických interakcí mezi centrálním řízením a mechanismy zpětné vazby. Centrální řízení se opírá o spinální okruh, který je generátorem základního lokomočního modelu. Co se týká zpětné vazby, ta pochází z proprioreceptorů a z kožních receptorů, také z vestibulárního a zrakového aparátu. Všechny tyto aspekty napomáhají přizpůsobení pohybového vzoru na aktuální prostředí. Jak je již zmíněno, zdrojem základního motorického vzoru je mícha, zatímco jemnější kontrola vychází z mozku, včetně mozkové kůry, mozečku a mozkového kmene. V míše se nachází centrální generátory chůze (CPG), jež jsou sítí nervových buněk, které generují pohyby a vyhodnocují aktivaci motorických neuronů pro vhodnou sekvenci a intenzitu potřebnou pro aktuální pohyb. U pacientů po CMP je narušena funkce mozkové kůry, zatímco mícha je zachována. Dochází k reorganizaci kůry a tak ke vzniku specifických pohybových vzorů (Belda-Lois et al., 2011, s. 2).

Pro co nejvíce úspěšnou rehabilitaci a pacientovu prognózu jsou nejvíce směrodatné první 3 měsíce po iktu. Včasná rehabilitace a její kontinuita je v tomto období nejvíce efektivní s ohledem na plastické změny CNS proběhlých na základě proběhlého iktu, a proto by měla rehabilitace započít již v akutním stádiu. Komplexní rehabilitaci zprostředkovává multidisciplinární tým odborníků. Pro zachování individuálního přístupu ke každému

pacientovi je vhodné hodnotit jeho stav za pomoci standardizovaných hodnotících nástrojů. Nabízí se celá řada rehabilitačních konceptů a technik, kdy na jejich podkladě je stanoven u každého pacienta cíl, kdy obvykle nejvyšším cílovým stupněm je návrat do co nejvíce možné soběstačnosti a návrat do společnosti. Nadále se využívá řady ortotických pomůcek a dlah, které napomáhají nejen terapeuticky, ale i kompenzačně. Pro zvýšení efektivity, objektivizace, ale intenzity rehabilitační péče je využíváno rovněž terapie pomocí robotiky, her a virtuální reality (Hlinovský, Hlinovská a Doležalová, 2016, s. 269).

Využitelnosti přístrojové objektivní analýzy chůze se dostává v praxi čím dál větší pozornosti. Analýza chůze na chodícím pásu má především výhodu nepřetržitého měření parametrů chůze v průběhu celého krokového cyklu. Navíc jsou umožněny stejné podmínky pro všechny pacienty, což ještě podporuje objektivitu analýzy. Chůze na chodícím páse podporuje na základě neuroplasticity cestu k zautomatizování co nejvíce možného normálního vzoru chůze (Myungmo et al., 2014, s. 1211). Cílem této diplomové práce tedy bylo právě pomocí přístrojové analýzy z chodícího pásu Zebris FDM-T vyhodnotit jeho dopad na výsledky vybraných parametrů chůze.

## 5.1 Diskuze k hypotéze H<sub>01</sub> a H<sub>A1</sub>

Tyto hypotézy se týkaly porovnání hodnot 1. a 2. měření pro časové parametry Velocity (rychlost) a Cadence. (v diskuzi psáno jako kadence – počet kroků).

V této diplomové práci lze vidět, že při porovnání 1. a 2. měření došlo ke statisticky signifikantnímu rozdílu, nárůstu rychlosti o 0,47 km/h (Tabulka 2, s. 40, Obrázek 2, s. 40, Příloha 6, s. 74). Kadence se zvýšila o 5,78 kroků/min, avšak rozdíl nebyl signifikantní (Tabulka 2, s. 40).

Ve studii Dean et al. byl porovnáván dopad na schopnost chůze za využití chodícího pásu či pouze za asistované chůze po zemi. Cílem bylo dosažení samostatné chůze. Studie se zúčastnilo celkem 126 pacientů. Účastníci byli randomizovaně rozděleni do experimentální a kontrolní skupiny. Experimentální skupina (62 pacientů) absolvovala chůzi na chodícím páse a kontrolní skupina (64 pacientů) asistovanou chůzi, kde mohli využít pomůcky jako ortézy, hole a další.. 6 měsíců po vstupu do studie ukazovala experimentální skupina o 0,10 m/s (0,36 km/h) vyšší rychlost než skupina kontrolní. V závěru autoři trénink na chodícím páse jako přínosný, bez negativního dopadu na kvalitu chůze, avšak ne příliš rozdílný od běžného nácviku chůze s asistencí (Dean et al., 2010, s. 97-103).

Ve studii Nilsson et al. (2001, s. 515-527) taktéž porovnávali účinek chůze na běžeckém páse s klasickým tréninkem chůze na zemi. Pacienti byli randomizovaně rozděleni do

experimentální (36 pacientů) a kontrolní skupiny (37 pacientů). Mimo rychlost chůze byla testována např. také nezávislost dle Functional Independence Measure. Autoři uvádějí, že před počátkem studie, nebyly mezi skupinami signifikantní rozdíly. Během trvání studie (10 měsíců) bylo z výzkumu vyřazeno 13 účastníků z různých důvodů. Přestože po 10 měsících došlo k navýšení rychlosti u experimentální i kontrolní skupiny, rozdíly nebyly statisticky významné a autoři se shodují, že trénink na běžecím pásu je srovnatelnou volbou s běžným nácvikem chůze. Zmiňují obtížnost zcela objektivního porovnání, do jaké míry může být schopnost chůze vylepšena rehabilitačním programem a do jaké míry spontánním uzdravováním, protože žádná ze skupin nemohla být zařazena do výzkumu bez přechozího nácviku chůze, a to z klinických i etických důvodů. Obě skupiny měly k tréninku chůze stejný čas, avšak autoři uvádějí, že u kontrolní skupiny bylo náročné plně využít vymezený čas k aktivitě. Uvádějí i výhodu chodícího pásu, jež poskytuje příležitost provádět celý krokový cyklus opakovaně, také zmiňují prospěšnost chodícího pásu, kdy si pohyb trenažeru vynucuje vhodnou časovou souvislost s pohybem DKK a „nutí“ DKK k dostatečné extenzi v kyčelních kloubech.

Walker et al. (2010, s. 115-122) shledali trénink na páse (s částečnou podporou tělesné hmotnosti, byť doplněný virtuální realitou) jako pravděpodobně zlepšující výkon u pacientů po CMP, zmiňují především zlepšení rychlosti a vzdálenosti. Uvádějí nárůst rychlosti chůze o 38 %, konkrétně z 2,11 km/h na 2,74 km/h.

Silver et al. (2000, s. 65-71) chtěli ve své studii zjistit do jaké míry lze zlepšit funkční mobilitu u pacientů v subakutním stádiu CMP. Svou studii zaměřili na rychlost, kadenci a symetrii krokového cyklu. Účastnilo se zde 5 mužů, kteří ukončili běžnou rehabilitaci. Pacienti absolvovali anaerobní trénink chůze na chodícím páse 3x týdně 40 minut (z toho 5 minut na rozehrání a 5 minut zklidnění) po dobu 3 měsíců. Po 3 měsících byli pacienti hodnoceni modifikovanými testy nazývanými "get-up a return-to-sit" a testem "straight-away walk". Protože tato hypotéza se zabývá rychlostí a kadencí, budou zde hodnoceny pouze tyto parametry. Výsledky ukazují, že průměrná rychlost vzrostla o 33 % a kadence o 9 %. Přestože výsledky nebyly statisticky významné, např. vzestup kadence prokázal snížení průměrné doby potřebné pro stojnou a švihovou fázi kroku. Fakt, že se zvýšila kadence (o 9 %) autoři, nedokázali zcela vysvětlit, protože jestliže došlo k nárůstu doby chůze (o 24 %) i délky dvojkroku, kadence by měla být snížena. Spekuluje o tom, že vysvětlením pro zlepšení rychlosti a kadence je zvýšení síly končetin, snížení hypertonu, zlepšení rovnováhy a koordinace a tím i zvýšením jistoty v chůzi.

Souhrnem lze na základě studií vyvodit, že trénink chůze na chodícím páse má nepochybně vliv na její rychlost, nicméně autoři se spíše shodují o srovnatelném efektu běžného

asistovaného tréninku chůze s tréninkem na chodícím páse. Statisticky signifikantní hodnoty parametru rychlosti z této práce je možné chůze, lze porovnat s průměrnou rychlostí u pacientů po CMP zmiňující You a Chung (2015, s. 921), a to v rozmezí 0,18 až 1,03 m/s (0,6 km/h až 3,7 km/h).

## 5.2 Diskuze k hypotéze H<sub>02</sub> a H<sub>A2</sub>

Tato hypotéza porovnávala prostorové parametry 1. a 2. měření, pro paretickou i zdravou DK. Jednalo se o parametry: Step length (paretická DK, zdravá DK), Stride length, Step width, Stance phase (paretická DK, zdravá DK), Swing phase (paretická DK, zdravá DK).

Z tabulky 2 (s. 40) lze vidět, že u parametrů Step length (Obrázek 3, s. 41) pro paretickou DK a Stride length (Obrázek 4, s. 42) došlo při porovnání 1. a 2. měření ke statisticky signifikantnímu rozdílu. U parametru Step length pro paretickou DK došlo k nárůstu průměrné délky kroku o 10,57 cm a u parametru Stride length k průměrnému nárůstu o 15,44 cm.

Jak uvádí Allen, Kautz a Neptune (2011, s. 538-543), hemiparetičtí pacienti po CMP mají pomalejší chůzi, kdy právě její rychlost je často užívána jako měřítko, jež má souvislost s funkčním stavem a kvalitou života pacienta. Avšak s ohledem na kompenzační působení neparetické DK, jež může mít za následek efektivní dorovnání rychlosti chůze, není rychlost spolehlivým měřítkem. Z toho vyplývá, že podobná rychlost chůze může vykazovat různé asymetrie délky kroku (parametr Step length). Tato variabilita pak může vyplývat z použití různých mechanismů chůze, asymetrie délky kroku může být indikativní pro použité kompenzační mechanismy více, než již zmíněná rychlost chůze. Důležitým faktorem ovlivňujícím délku kroku je propulzní síla, která je generována reakční silou v předozadním směru stejné nohy, a která umožňuje trupu postup vpřed, zatímco druhá DK je ve švih. Autoři odkazují na studii od Balasubramanian et al., kteří zjistili u hemiparetických pacientů asymetrii délky kroku negativně korelující s asymetrií propulzní síly během stejné fáze paretické DK ukazující snížení délky kroku neparetické DK oproti paretické DK.

Balasubramanian et al. (2007, s. 43-49) svou studii uzavírají tvrzením, že asymetrie délky kroku souvisí s tvorbou propulzní síly. Pacienti, kteří mají menší propulzní sílu na paretické DK a přesto je délka kroku paretické DK delší, komentují jako výsledek kompenzačního propulzního mechanismu neparetické DK. Autoři také naznačují, že jedinci, kteří generují kratší kroky na neparetické DK, mohou mít aktivně sníženou propulzní sílu plantárních flexorů. Dále uvádějí také abnormální flexorové a extenzorové synergie. Tvrzení této studie může být vysvětlením signifikantního výsledku parametru Step length paretické DK, kdy došlo

k prodloužení, a to o 10,57 cm (Tabulka 2, s. 40, Příloha 3, s. 73). Pro srovnání je v Příloze 4 (s. 73) uveden graf Step length zdravé DK.

Studie, již zmíněna výše, od autorů Dean et al. (2010, s. 97-103) se zaměřila mimo jiné také na parametr Stride length, neboli délku dvojkroku. Tento parametr byl při porovnání experimentální a kontrolní skupiny vyšší o 6 cm u skupiny experimentální, tedy u skupiny absolvující trénink na chodícím páse. Přestože výsledek nebyl statisticky signifikantní a sami autoři uvádějí omezení, která výsledky mohla zkreslit, v závěru se přesto shodují, že chodící pás zvyšuje schopnost chůze ve smyslu výkonnosti a percepce.

Přestože již výše zmíněná studie autorů Balasubramanian et al. (2007, s. 43-49) ve své studii konstatovali, že asymetrie prostorových parametrů kroku nemusí nutně souviset s rychlostí chůze, myslím si, že s tímto názorem nelze zcela souhlasit. Přestože výsledky Dean et al. nebyly statisticky signifikantní, nedošlo pouze k prodloužení parametru Stride length o 6 cm, ale také k nárůstu rychlosti, a to z 0,06 m/s na 0,26 m/s (0,216 km/h na 0,936 km/h). Stejně tak tomu bylo v práci Lau a Mak (2011, s. 709-713), kde u experimentální skupiny, tedy pacientů po CMP, došlo k nárůstu rychlosti průměrně o 0,15 m/s (0,54 km/h) a k nárůstu Stride length v průměru 0,16 m, což jsou srovnatelné hodnoty s výsledky této diplomové práce (Velocity – 0,47 km/s, Stride length – 15,44 cm) (Obrázek 2 a 4, s. 40 a 42, Příloha 5 a 6, s. 74). Je však také třeba zmínit, že pro tento parametr u 2. měření bylo nutné vyloučit hodnoty naměřené od 2 probandů. Tyto hodnoty se velice výrazně odlišovaly od hodnot ostatních. Tato chyba byla s největší pravděpodobností způsobena krokem směrem dozadu, při „zavravorání“ probanda.

Pro parametr Step width (šířka kroku) nevyšel statisticky signifikantní rozdíl mezi 1. a 2. měřeními. Při 1. měření byla průměrná hodnota 9,22 cm a u 2. měření byla průměrná hodnota 9,33 cm, což při porovnání tohoto parametru neodpovídá hodnotám uvedených u pacientů po CMP v jiných studiích. Pro příklad lze uvést např. Roerdink et al. (2007, s. 1015) porovnání experimentální (pacienti po CMP) a kontrolní skupiny, kdy Step width u skupiny experimentální byla průměrně 21,7 cm a u skupiny kontrolní 13,4 cm. Stejně tak je Step width vyšší u pacientů po CMP ve studii od You a Chung (2015, s. 923), kde je hodnota  $19 \pm 1.0$  cm při 1 km/hod. a  $21 \pm 2.0$  cm při 2 km/hod., z čeho vyplývá, že pravděpodobně došlo v této diplomové práci k chybnému měření.

### **5.3 Diskuze k hypotéze H<sub>03</sub> a H<sub>A3</sub>**

Ačkoliv hodnoty pro stance a swing phase pro paretickou DK ani pro neparetickou DK nebyly statisticky signifikantní, lze v některých bodech alespoň částečně souhlasit s údaji, které

ve své práci říká Olney a Richards (1996, s. 137). První bod, který zmiňuje, říká, že stojná fáze na paretické i neparetické DK trvá delší čas v porovnání s fyziologickou chůzí. Tento údaj lze na základě této diplomové práce potvrdit. Ve druhém bodě Olney a Richards říkají, že stojná fáze na paretické DK je kratší, než na straně neparetické, což z této práce nevyplývá. Procentuální zastoupení stojné a švihové fáze bylo porovnáno s údajem, který říká Ahmed a Ahmed (2008, s. 143), a to, že v normální fyziologické chůzi stojná fáze zastupuje 60% KC a švihová fáze 40% KC. U 2. měření (Obrázek 5 a 6, s. 43 a 44, Příloha 7, s. 75) lze vidět, že u stojné fáze, ale i fáze švihové se hodnoty alespoň částečně přiblížily k normálu. Lze se obrátit k názoru Silver et al. (2000, s. 922-923), že důvod alespoň částečného posunu hodnot k normálu lze přisuzovat k nárůstu rychlosti, kadence a délky kroku, avšak rovněž dodávají, že je třeba dalších výzkumů.

#### **5.4 Diskuze k hypotéze H<sub>04</sub> a H<sub>A4</sub>**

Tato hypotéza se zabývá parametrem, který vypovídá o maximálním tlakovém působení, jež je nazvaný Maximum pressure. Cílem této hypotézy bylo zjistit, na které DK (paretické nebo neparetické) bude tlakové působení vyšší a také pro kterou část chodidla bude nejvýraznější (forefoot, midfoot, heel, tedy pro přednoží střední část nebo patu). Statisticky signifikantní rozdíl vyšel v této práci pro neparetickou DK na její přední část chodidla. Po 2. měření došlo k průměrnému navýšení o 3,66 N/cm<sup>2</sup> (Tabulka 4 a 5, s. 42 a 43, Obrázek 7 a 8, s. 46 a 47, Příloha 8, s. 75)

Chen et al. (2007, s. 67-72) se ve své studii zabývali působením reakčních sil u pacientů po CMP s různým stupněm motorického postižení, kdy využili plantární dynamické analýzy za použití systému Pedar®, což je systém měřící distribuci tlaku v jednotlivých částech chodidla. Do studie bylo zařazeno 40 osob (byť s hemiplegií) po CMP a 20 zdravých jedinců. Mimo další měřené parametry se zabývali maximálním tlakovým působením (parametr Maximum pressure). Pacienti po CMP byli rozdělení do 4 skupin. Skupina 3 a 4 byla nazvána od autorů jako “dobří“. Skupina 1 a 2 jako “špatní“. Výsledkem bylo, že tlak v metatarzo-phalangeální oblasti na postižené straně byl u CMP pacientů snížen ve srovnání se zdravými jedinci. Nicméně porovnání skupin “dobří“ a “špatní“ ukazovalo distribuci tlaku nižší na obou chodidlech pro skupinu “špatní“ v oblasti metatarzální a středonoží (midfoot) než pro skupinu “dobří“.

Výsledek od Chen et al. (2007, s. 67-72) tak nekoreluje s výsledkem, která vyšel v této diplomové práci (Příloha 10, s. 72), ale s přihlédnutím k výše zmíněným studiím a tvrzením, by především délka kroku a rychlost mohly mít vliv na výsledek, jež vyšel v této diplomové

práci, tedy že došlo ke statisticky signifikantnímu rozdílu po 2. měření – navýšení tlaku působícího na přednoží zdravé DK. Lze předpokládat, že švih paretickou DK dopředu je pro pacienta více energeticky náročný, pak tlak, který působí, na oblast přednoží zdravé DK, je kompenzační mechanismus hip hiking pro švih paretické DK dopředu. Podíváme-li se na Tabulku 5 (s. 43) ve 2. měření se hodnoty pro oblast přednoží paretické a zdravé DK (forefoot) poměrně dorovnaly (Obrázek 7 a 8, s. 46 a 47). Tyto hodnoty jsou i ze všech ostatních měřených oblastí nejvyšší, možným vysvětlením by mohlo být drop foot v průběhu chůze.

Pro tuto hypotézu bylo vcelku obtížné najít studie, nepochybně by tlakové zatížení jednotlivých částí chodidla mohlo být podnětem k hlubšímu prozkoumání na chodícím páse.

## 5.5 Přínos pro praxi

Jak již bylo několikrát zmíněno, primárním cílem u pacientů po CMP je návrat soběstačnosti, chůze a začlenění zpět do společnosti. K této diagnóze je tedy třeba přistupovat nejen z hlediska rehabilitační péče komplexně. Fyzioterapie, jako součást rehabilitace, nabízí vedle mnoha konceptů (např. Bobath koncept, PNF) a manuálních technik, také přístrojovou techniku, kdy v tomto výzkumu byl konkrétně využit chodící pás Zebris FDM-T.

Nepochybným přínosem přístrojové terapie do praxe je nejen zintenzivnění funkčního tréninku, ale také lze navýšit délku terapie za snížení fyzické námahy terapeuta. Negativním bodem přístrojové techniky je snížení fyzické interakce mezi pacientem a terapeutem, nicméně v praxi se přístrojová a manuální terapie obvykle prolíná (Lünenburger, Colombo a Riener, 2007, s. 1).

Ve studii Lünenburger, Colombo a Riener (2007, s. 1-11) chtěli získat přehled o biofeedbacku a motivačních metodách, které jsou využívány při rehabilitaci chůze. Závěrem biofeedback autoři hodnotí kladně, z důvodu nejen terapeut může mnohem snáze přizpůsobit terapii, ale i pacient tak vidí téměř ihned dosažených výsledků, které ho mohou motivovat. Biofeedbackem a zároveň dobrou motivací a zpestřením tak může být využití právě virtuální reality, se kterou pracoval Walker et al. (2010, s. 115-122) v již výše uvedené studii. Virtuální realitu rovněž poskytuje i zmíněný chodící pás Zebris FDM-T.

Na závěr této kapitoly bych ještě vnesla zcela jednoduchý návrh, a to doplnění tréninku chůze na chodícím páse nějakým akustickým doprovodem udávajícím tempo a zjistit, zda tento jednoduchý prvek bude mít vliv na parametry chůze, např. rychlosti, což by mohlo být předmětem dalšího výzkumu k tomuto tématu.

## 5.6 Limity studie

Mezi limity studie je třeba poukázat především na malý počet probandů, a to 9. Rovněž nutno poukázat na nepoměr zastoupení mužů a žen (3 muži, 6 žen). Dalším limitem je nehomogenita zasaženého povodí, kdy v povodí a. cerebri media bylo zasaženo 7 probandů a ve vertebro-bazilárním povodí 2 probandi. Limitem je také hemiparéza, která nebyla u probandů na stejné straně (3 probandi – levá strana, 6 probandů – pravá strana). Aby byl výzkum více objektivní, byl by vhodný větší počet probandů, kde bude počet mužů a žen v podobném zastoupení, avšak v období výzkumu této diplomové práce nebyli na rehabilitačním oddělení hospitalizováni probandi, aby podobné zastoupení spolu s kritérii pro začlenění do práce splňovali. V této práci 2. měření probíhalo v rozmezí 8-14 dnů, dle délky hospitalizace probanda. Tedy dalším bodem ke zlepšení přesnosti výsledků je sjednocení časového úseku 2. měření.

S ohledem na výše uvedené studie, kde jsou probandi obvykle rozděleni na experimentální a kontrolní skupinu, bylo by vhodnější koncipovat rozdělení probandů obdobně.

Co se týká samotného průběhu měření. Limitujícím faktorem může být také adaptace na chodící pás, kdy při 1. měření bylo setkání s tímto přístrojem pro probandy nové. Protože chůze na páse je vedle běžné rehabilitační péče, součástí každodenní terapie, probandi se již za tento čas adaptovali a při 2. měření k průběhu výzkumu mohli přistupovat odlišně a jinou dávkou jistoty. Dalším možným limitujícím faktorem mohly být aplikované EMG elektrody na těle probanda, kdy během výzkumu pro tuto diplomovou práci, současně probíhalo EMG snímání pro výzkum jiné diplomové práce.



## ZÁVĚR

Chodící či běžecké pásy jsou v klinické praxi široce využívány pro trénink chůze u pacientů po CMP. Prostředí, které pás poskytuje, je velmi podobné přirozenému prostředí pro chůzi na zemi (Kang et al., 2015, s. 833).

Teoretická část této diplomové práce shrnuje informace z odborné literatury a dostupných studií týkající se CMP. Jsou shrnuty poznatky o CMP, konkrétně rizikové faktory této diagnózy, stádia, kterými se CMP vyvíjí, symptomy postižení jednotlivých tepen a dále následky CMP, jež mají dopad na život pacienta. V další části teorie je shrnuta rehabilitace v daných stádiích CMP a možnosti fyzioterapeutického působení. V poslední části teorie je rozebrána chůze. Její ontogeneze, podmínky pro chůzi, krokový cyklus a nejčastější patologie krokového cyklu u CMP. Zmíněna je také přístrojová metoda, konkrétně se jednalo o Zebris FDM-T, kterým lze také působit na zkvalitnění jednoho z nejdůležitějších cílů u pacientů po CMP, a to chůze.

Hlavním cílem této diplomové práce je zhodnotit rozdíly mezi 1. a 2. měřením u vybraných parametrů chůze a možný vliv chodícího pásu Zebris FDM-T zařazeného do terapie u pacientů v subakutním stádiu CMP.

Výzkumu se zúčastnilo 9 probandů. Probandi absolvovali celkem 2 měření na chodícím páse, vždy po dobu 1 minuty. 1. měření bylo provedeno na začátku hospitalizace, 2. měření po 8 až 14 dnech (dle délky hospitalizace). Parametry, jež byly hodnoceny, byly vybrány na základě dostupné literatury a článků, kde byly uvedeny nejčastěji nejčastější asymetrie.

Statisticky signifikantní rozdíly byly vyhodnoceny pro parametry: Velocity, Step length u paretické DK, Stride length a pro Maximum pressure pro zdravou DK v oblasti forefoot. U ostatních hodnocených parametrů nedošlo ke statisticky signifikantním rozdílům, avšak přesto byly zaznamenány změny.

Protože se v této práci na výzkumu účastnil poměrně malý soubor probandů, nelze hodnotit dosažené výsledky za směrodatné. Některá statisticky nesignifikantní data mohou být zkreslena na základě uvedených limitů studie. Toto téma je vhodným předmětem dalšího zkoumání. Přesto se řada autorů názorově shoduje a prohlašují trénink na chodícím páse jako přínosný, bez negativního dopadu na kvalitu chůze, avšak ne příliš rozdílný od běžného nácviku chůze.

## REFERENČNÍ SEZNAM

AHMED, M. a AHMED, S., 2008. Kinetics and kinematics of Loading Response in Stroke Patients (A Review Article). *Annals of internal medicine* [online]. 14(4), 143-147. [2019-04-12]. ISSN 1539-3704. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/d551/021bd9828bc2cb7f28e0b84f3b01d3f71bec.pdf>.

ALBERT, S. J. a KESSELRING, J., 2012. Neurorehabilitation of stroke. *Journal of neurology* [online]. 259(5), 817-832 [2019-04-22]. ISSN 1432-1459. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21964750>.

ALLEN, JL., KAUTZ, SA., a NEPTUNE, RR., 2011. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait posture* [online]. 33(4), 538-543 [2019-06-10]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3085662/>.

ANDRADE, F. D., GUEVARA, P. E., LEBRÃO, M. L., DUARTE, Y. A., 2012. Correlates of the incidence of disability and mortality among older adult Brazilians with and without diabetes mellitus and stroke. *BMC Public Health*. [on-line]. 12(1), s. 361 – 370 [2018-01-03]. ISSN 1471-2458. Dostupné z: <https://bmcpublichealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2458-12-361>.

BALASUBRAMANIAN, CK., BROWDEN, MG., NEPTUNE, RR. a KAUTZ, SA., 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 [2019-06-10]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: [https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(06\)01372-4/fulltext](https://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(06)01372-4/fulltext).

BAR, M. a CHMELOVÁ, I., 2011. Péče o pacienta po cévní mozkové příhodě. *Postgraduální medicína* [online]. 13, 1-12 [2019-04-24]. ISSN: 1803-7542. Dostupné z: <https://www.osu.cz/dokumenty/monitoringmedii/1517.pdf>.

BAUER, J., 2002. Cévní onemocnění mozku. In NEVŠÍMALOVÁ, S., RŮŽIČKA, E. a TICHÝ, J., 2002 *Neurologie*. Praha: Galén, s 368. ISBN 80-7262-160-2.

BEHRENS, J., DOHLE C., MEHRHOLZ, J., POHL, M. a THIEME, H., 2012. Mirror therapy for improving motor function after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [on-line].

3, 2 - 66 [2019-03-04]. ISSN 1469-493X. Dostupné z:  
<http://web.a.ebscohost.com/ehost/detail/detail?vid=3&sid=acf71858-f18b-43cf-b612-fd820358b460%40sdc-v-sessmgr03&bdata=Jmxhbm9Y3Mmc2l0ZT1laG9zdC1saXZl#AN=130223203&db=afh>.

BELDA-LOIS, JM, MENA-DE, HORNO, S., BERMEJO-BOSCH, I., MORENO, JC., PONS, JL., FARINA, D., LOSA, M., MOLINARI, M., TAMBURELLA, F., RAMOS, A., CARIA A., SOLIS-ESCALANTE, T., BRUNNER, C. a REA, M., 2011., Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 8(66), 1-19 [2019-06-06]. ISSN 1743-0003. Dostupné z:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22165907>.

BRASHEAR, A. a ELOVIC, E, 2016. *Spasticity: diagnosis and management*. Second edition. New York: Demos, [online]. ISBN 978-1-61705-242-2. Dostupné z:  
[http://www.demosmedical.com/media/samplechapters/9781620700723/9781620700723\\_chapter.pdf](http://www.demosmedical.com/media/samplechapters/9781620700723/9781620700723_chapter.pdf).

BRYNDZIAR, T., ŠEDOVÁ, P. a MIKULÍK, R., 2017. Incidence cévní mozkové příhody v Evropě – systematická review [on-line]. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 80/113(2), s. 180 – 189 [2018-01-02]. ISSN 1802-4041. Dostupné z:  
<http://www.csnn.eu/pdf?id=60563>. Dostupné z: doi: 10.14735/amcsnn2017180.

BURGET, N., 2015. Využití zpětné vazby v rehabilitaci pacientů s poruchami chůze po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [on-line]. 22(2), 70 – 78, [2018-01-02]. ISSN 1805-4552. Dostupné z:  
<http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=0&sid=e4a12241-2046-415d-8828-8b2ed40d9f17%40sessionmgr4009&bdata=Jmxhbm9Y3Mmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#db=a9h&AN=102821449>.

DEAN, CM., ADA, L. BAMPTON, J., MORRIS, ME., KATRAK, PH. a POTTS, S., 2010. Treadmill walking with body weight support on subacute non-ambulatory stroke improves walking capacity more than overground walking: a randomised trial. *Journal of Physiotherapy* [online]. 56(2), 97-103 [2019-06-08]. ISSN 1836-9553. Dostupné z:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20482476>.

DEN OTTER, A.R., GEURTS, A.C.H., HAART, M., MULDER, T., a DUYSSENS, J., 2005. Step characteristics during obstacle avoidance in hemiplegic stroke. *Experimental Brain Research* [on-line]. 161(2), 180-192 [2019-04-12]. ISSN 1432-1106. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15517222>.

DUFEK, M., 2002. Cévní mozkové příhody, obecný úvod a klasifikace. *Interní medicína* [on-line]. 6, s. 5 – 10 [2018-01-02]. ISSN - 1803-5256. Dostupné z: [https://www.internimedicina.cz/artkey/int-200206-0010\\_Cevni\\_mozkove\\_prihody\\_obecny\\_uvod\\_a\\_klasifikace.php](https://www.internimedicina.cz/artkey/int-200206-0010_Cevni_mozkove_prihody_obecny_uvod_a_klasifikace.php).

DUNGL, P., 2014. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing,, s. 1273. ISBN 978-80-247-4357-8.

EHLER, E., KOPAL, A., MANDYSOVÁ, P., LATTA, J., 2011. Komplikace ischemické cévní mozkové příhody. *Neurologie pro praxi* [on-line]. 12(2), s. 129 - 134 [2018-01-01]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2011/02/13.pdf>.

ETMINAN, M., TAKKOUCHE, B. ISORNA, FC., SAMII, A., 2005. Risk of ischaemic stroke in people with migraine: systematic review and meta-analysis of observational studies. *BMJ: British Medical Journal* [on-line]. 330 (7482), s. 63 – 65 [2018-01-03]. ISSN: 0959-8146. Dostupné z: doi: 10.1136 / bmj.38302.504063.8F. Dostupné z: <http://www.bmj.com/content/bmj/330/7482/63.full.pdf> .

FRENCH, B., THOMAS, L., LEATHLEY, M., SUTTON, CH., MCADAM, J., FORSTER, A., LANGHOME, P., PRICE, CH., WALKER, A. a WATKINS, C., 2010. Does repetitive task training improve functional activity after stroke? A cochrane systematic review and meta-analysis. *Journal of Rehabilitation Medicine* [on-line]. 42(1), 9-14 [2019-04-12]. ISSN 1651-2081. Dostupné z: <http://www.ingentaconnect.com/content/mjl/sreh/2010/00000042/00000001/art00003>.

GAGE, J. R., 1991. *Gait analysis in cerebral palsy*. ISBN 0521412773.

GAGE, J. R., MINNESOTA, M.D., DELUCA, P.A., NEWINGTON, M.D., RENSHAW, T. S., 1995. Gait Analysis: Principles and Applications. *Instructional course lectures* [online]. 77-A (10), 1607-1623 [2019-04-19]. ISSN 0340-5354, 1432-1459. Dostupné z: [https://journals.lww.com/jbjsjournal/Citation/1995/10000/Gait\\_Analysis\\_\\_Principles\\_and\\_Ap](https://journals.lww.com/jbjsjournal/Citation/1995/10000/Gait_Analysis__Principles_and_Ap)

plications.17.aspx?casa\_token=3AsqgZwWU9EAAAAA:08nlYVdnxawlKI71BN-r3\_cFITue5BbAn1z1LXrLYcllAtQlh9vX2340FNaZW2uoYvCNZaisvEzFqWWq2aMc.

GIULIANI, C. A., 1990. Adult Hemiplegic Gait. In SMIDT, G. L. *Gait in Rehabilitation*. 1st ed. Edinburg: Churchill Livingstone. ISBN 044308663X.

HLINOVSKÝ, D., HLINOVSKÁ, J. a DOLEŽALOVÁ, I., 2016. Komplexní rehabilitace pacientů po cévní mozkové příhodě – projekt iktového centra Thomayerovy nemocnice. *Praktický lékař* [online]. 96(6), 267-271 [2019-06-06]. ISSN 0032-6739. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=0&sid=55c5ae7c-0720-4531-9cc5-a1c04db586a3%40pdc-v-sessmgr01&bdata=JkF1dGhUeXBIPWlwLHN0aWImbGFuZz1jcyZzaXRIPWVkcylsaXZl#AN=119909103&db=a9h>.

HORÁČEK, O. a KOLÁŘ, P., 2009. Cévní onemocnění mozku. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

CHEN, CY., HONG, PV., CHEN, CL., CHOU, SW., WU, CY., CHENG, PT., TANG, FT. a CHEN, HC., 2007. Ground reaction force patterns in stroke patients with various degrees of motor recovery determined by plantar dynamic analysis. *Chang Gung Medical Journal* [online]. 30(1), 62-72 [2019-06-13]. ISSN 2319-4170. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17477031>.

CHIN, R., HSIAO -WECKSLER, E.T., LOTH, E., KOGLER, G., MANWARING, S. D., TYSON, S. N., SHORTER, K. A. a GILMER, J. N., 2009. A pneumatic power harvesting ankle-foot orthosis to prevent. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 6(19), 1-11 [2019-04-24]. ISSN 1743-0003 Dostupné na: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=0&sid=b2e7d4cf-6461-426b-9fae-6f7709d2786d%40sdc-v-sessmgr03&bdata=Jmxhbmc9Y3Mmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#db=a9h&AN=435503>  
20

JAKUBEC, L., JANURA, M., KOVÁČIKOVÁ, Z., NEUMANNOVÁ, K. a SVOBODA, Z., 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, s. 143. ISBN 978-80-244-4704-9.

JANČÍKOVÁ, V., KONEČNÝ, P. a HORÁK, S., 2018. Zrcadlová terapie a její využití v neurorehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [on-line]. 25(4), s. 139 – 140 [2019-03-04]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=0&sid=77413281-ecc4-4cb2-907a-064267a36b1e%40pdc-v-sessionmgr01&bdata=Jmxhbmc9Y3Mmc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#db=a9h&AN=134555155>.

KADAŇKA, Z. a BAREŠ, M., 2010. *Učebnice speciální neurologie*. 3., přeprac. vyd. Brno: Masarykova univerzita, s. 300. ISBN 978-80-210-5320-5.

KANG, KW., LEE, NK., SON, SM., KWON, JW. a KIM, K., 2015. Effect of handrail use while performing treadmill walking on the gait of stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 27(3), 833-835 [2019-06-12]. ISSN 1836-9553. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4395725/>.

KAWAHIRA, K., OGATA, A., SHIMODZONO, M. a TANAKA, N., 2004. Addition of intensive repetition of facilitation exercise to multidisciplinary rehabilitation promotes motor functional recovery of the hemiplegic lower limb. *Journal of Rehabilitation Medicine* (Taylor & Francis Ltd) [on-line]. 36(4), 159-164 [2019-03-04]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <http://web.b.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=e33a5d53-ceb0-4bf7-972b-90cf5e06fa39%40sessionmgr101>.

KOLÁŘ, P. a VALOUCHOVÁ, P., 2009. Fáze krokového cyklu. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘ, P., KOLÁŘOVÁ, B., KROBOT, A., SCHUSTEROVÁ, B. a TOMSOVÁ, J., 2017. Neurorehabilitace chůze po cévní mozkové příhodě. *Česká a slovenská neurologie a neurorehabilitace* [on-line]. 80/113(5), 521 – 526 [2019-04-12]. ISSN 1802-4041. Dostupné z: [http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/neurorehabilitace-chuze-po-cevni-mozkove-prihode-61803?message=add&id\\_topic=61803&confirm\\_rules=1](http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/neurorehabilitace-chuze-po-cevni-mozkove-prihode-61803?message=add&id_topic=61803&confirm_rules=1).

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

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ a L., STACHO, J., 2014. Chodící pás Zebris. In: KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., SZMEKOVÁ a L., STACHO, J.. *Počítačové a robotické technologie v*

*klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.

LAU, KW. a MAK, KY., 2001. 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 [2019-06-12]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <https://www.ingentaconnect.com/content/mjl/sreh/2011/00000043/00000008/art00007>.

LIM, E. C. H., ONG, B. K. C. a SEET, R. C. S., 2006. Botulinum toxin-A injections for spastic toe clawing. *Parkinsonism & Related Disorders* [on-line]. 12(1), 43–47 [2019-04-27]. ISSN: 1353-8020 Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16198612>.

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

LUNENBURGER, L., COLOMBO, G. a RIENER, R., 2007. Biofeedback for robotic gait rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 4(1), 1 – 11 [2019-06-09]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1790897/>.

MICHIELSEN, M. E., SMITS, M., Ribbers, G. M., STAM, H. J., VAN DER GEEST, J. N., BUSMANN, J. B. J., a SELLES, R. W., 2011. The neuronal correlates of mirror therapy: an fMRI study on mirror induced visual illusions in patients with stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [on-line]. 82(4), s. 393–398 [2019-03-04]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20861065>.

MOSELEY, A., WALES, A., HERBERT, R., SCHURR, K. a MOORE, S., 1993a. Observation and analysis of hemiplegic gait: stance phase. *Australian Journal of Physiotherapy* [on-line]. 39(4), 259-267 [2019-05-17]. ISSN 1449-2059. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0004951414604864>.

MOSELEY, A., WALES, A., HERBERT, R., SCHURR, K. a MOORE, S., 1993b. Observation and analysis of hemiplegic gait: swing phase. *Australian Journal of Physiotherapy* [on-line]. 39(4), 271-278 [2019-05-17]. ISSN 1449-2059. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25026422>.

MYUNGMO, L., CHANGHO, S., KYOUNGJIN, L., DOOCHUL, S. a SEUNGHO, S., 2014. Agreement between the spatio-temporal gait parameters from treadmill-based photoelectric cell and the instrumented treadmill system on healthy young adults and stroke patients. *Medical Science Monitor* [online]. 20, 1210-1219 [2019-06-06]. ISSN 1643-3750. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4106927/>.

NILSSON, L., CARLSSON, J., DANIELSSON, A., FUGL-MEYER, A., HELLSTROM, K., KRISTENSEN, L., SJOLUND, B., SUNNERHAGEN, KS. A GRIMBY, G., 2001. Walking training of patients with hemiparesis at an early stage after stroke: a comparison of walking training on a treadmill with body weight support and walking training on the ground. *Clinical Rehabilitation* [online]. 15(5), 515-527 [2019-06-09]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11594641>.

OLNEY, S.J., a RICHARDS, C. 1996. Hemiparetic gait following stroke: Part I: Characteristics. *Gait and Posture* [online]. 4(2), 136-148. [2019-04-12]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296010636>

PAPOUŠEK, J., 2010. Rehabilitace po cévní mozkové příhodě. *Kapitoly z kardiologie pro praktické lékaře* [online]. 2 (4), 145-149 [2019-04-24]. ISSN Dostupné z: <https://www.kapitoly-online.cz/aktuality/clanek/199>.

PAVLŮ, D., 2003. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I.: koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. 2. opr. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, s. 239. ISBN 80-7204-312-9.

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

Rehabilitace po cévní mozkové příhodě: včetně náviku soběstačnosti: průvodce nejen pro rehabilitační pracovníky. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0592-3.

ROERDINK, M., LAMOTH, C. J. C., KWAKKEL, G., WIERINGEN, P. C. W. a BEEK, P. J., 2007. Gait coordination after stroke: Benefits of acoustically paced treadmill walking. *Physical Therapy* [on-line]. 87(8), s. 1009-1022. [2019-04-12]. ISSN 2079-9209. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17553922>.



SHUMWAY-COOK, A. a WOOLLACOTT, M. H. 2007. *Motor control: translating research into clinical practice*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams. ISBN 07-817-6691-5.

SILVER, KH., MACKO, RF., FORRESTER, LW., GOLDBERG, AP. a SMITH, GV., 2000. Effects of aerobic treadmill training on gait velocity, cadence, and gait symmetry in chronic hemiparetic stroke: a preliminary report. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 14(1), 65-71 [2019-06-09]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11228951>.

SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, V., 2017. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olmouc: RL-CORPUS, s.r.o., s. 223. ISBN 978-80-270-2292-2.

SULZER, J. S., GORDON, K. E., DHAHER, Y. Y., PESKHIN, M. A. a PATTON, J. L., 2010. Preswing Knee Flexion Assistance Is Coupled With Hip Abduction in People With Stiff-Knee Gait After Stroke. *Stroke* [on-line]. 41(8), 1709–1714 [2019-05-17]. ISSN 1524-4628 Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20576947>.

ŠKODA, O., 2016. Léčba ischemických CMP v České republice – pohled neurologa. *Postgraduální medicína* [on-line]. [2017-12-30]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/lecba-ischemickych-cmp-v-ceske-republice-pohled-neurologa-482355>.

ŠKOLÍČÍ A FYZIOTERAPEUTICKÉ CENTRUM JIMRAVOV, JARMILA ČÁPOVÁ, 2009. [online]. [cit. 2019-03-12]. Dostupné z: <http://www.jarmila-capova.cz/skolici-a-fyzioterapeuticke-centrum-jimramov/>.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R., 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, s. 189. ISBN 978-80-244-2432-3.

VAUGHAN, Ch. L., DAVIS, L.B. a C. O'CONNOR, J., 1992. *Dynamics of human gait*. Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers. ISBN 9780873223706.

VÉLE, F., 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd.2. Praha: Triton, s. 375. ISBN 80-7254-837-9.

VISINTIN, M., BARBEAU, H., KORNER-BITENSKY, N., MAYO, NE., 1998. A New Approach to Retrain Gait in Stroke Patients Through Body Weight Support and Treadmill

Stimulation. *Stroke. Journal of the American Heart Association* [on-line]. 29, s. 1122–1128 [2017-12-29]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9626282>.

VOTAVA, J., 2001. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi* [online]. 4, 184–189, [cit. 2019-03-12]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2001/04/06.pdf>.

VYSKOTOVÁ, J. 2013. *Úvod do obecné a vývojové kineziologie*. Ostravská univerzita v Ostravě, s. 98. ISBN 978-80-7464-420-7.

WALKER, ML., Ringleb, SI., MAIHAFER, GC., WALKER, R., CROUCH, JR., VAN LUNNEN, B. a MORRISON, S., 2010. Virtual reality-enhanced partial body weight-supported treadmill training poststroke: feasibility and effectiveness in 6 subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 91(1), 115-122 [2019-06-09]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20103405>.

WHITTLE, M., W. 2007. *Gait analysis: an introduction*. 4th ed. Oxford: University of Oxford. ISBN 9-780-7506-8883-3.

YOU, YY. a CHUNG, SH., 2015. The effects of gait velocity on the gait characteristics of hemiplegic patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 27(3), 921-4 [2019-06-12]. ISSN 1836-9553. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4395743/>.

Zebris: Dynamic gait analysis on the treadmill, rok neuveden [online]. [cit. 2019-03-19]. Dostupné z: <https://www.zebris.de/en/medical/products-solutions/gait-analysis-fdm-t/>.

ZVOLENSKÝ, M., 2012. Aktuální informace 03/12: Hospitalizovaní a zemřelí na cévní nemoci mozku v ČR v letech 2003-2010 [online]. [2019-04-24]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/rychle-informace/hospitalizovani-zemreli-na-cevni-nemoci-mozku-cr-letech-2003-2010>.

## SEZNAM ZKRATEK

a.	Arterie
AVG	Aritmetický průměr
CMP	Cévní mozková příhoda
CNS	Centrální nervový systém
COP	Center of Pressure
CPG	Central pattern generators
DK	Dolní končetina
DKK	Dolní končetiny
EMG	Elektromyograf
HK	Horní končetina
HKK	Horní končetiny
KC	Krokový cyklus
m.	Musculus
Med	Medián
mm.	Musculi
Např.	Například
p	Hladina statistické významnosti
SD	Směrodatná odchylka

## SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK, GRAFŮ

<b>Obrázek 1</b> Fáze krokového cyklu (Whittle, 2017, s. 52).....	25
<b>Obrázek 2</b> Grafické zobrazení parametru Velocity z 1. a 2. měření .....	40
<b>Obrázek 3</b> Grafické zobrazení parametru Step length z 1. a 2. měření.....	41
<b>Obrázek 4</b> Grafické zobrazení parametru Stride length z 1. a 2. měření .....	42
<b>Obrázek 5</b> Grafické zobrazení parametru Stance phase z 1. a 2. měření pro paretickou a zdravou DK .....	43
<b>Obrázek 6</b> Grafické zobrazení parametru Swing phase z 1. a 2. měření pro paretickou a zdravou DK .....	44
<b>Obrázek 7</b> Grafické zobrazení parametru Maximum pressure paretické DK z 1. a 2. měření	46
<b>Obrázek 8</b> Grafické zobrazení parametru Maximum pressure zdravé DK z 1. a 2. měření ...	47
<b>Tabulka 1</b> Popisná statistika časoprostorových parametrů 1. a 2. měření .....	39
<b>Tabulka 2</b> Párový t-test: porovnání hodnot časoprostorových parametrů z 1. a 2. měření.....	40
<b>Tabulka 3</b> Párový t-test: porovnání hodnot Stance a Swing phase v 1. a 2. měření .....	43
<b>Tabulka 4</b> Popisná statistika – Maximum pressure.....	45
<b>Tabulka 5</b> Párový t-test: porovnání hodnot z 1. a 2. měření pro Maximum pressure .....	46

## SEZNAM PŘÍLOH

<b>Příloha 1</b> Informovaný souhlas.....	70
<b>Příloha 2</b> Chodící pás Zebris FDM-T .....	72
<b>Příloha 3</b> Prostorový parametr Step length paretické DK – porovnání hodnot z 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 2).....	73
<b>Příloha 4</b> Prostorový parametr Step length zdravé DK – porovnání hodnot z 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 2).....	73
<b>Příloha 5</b> Prostorový parametr Stride length – porovnání hodnot z 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 2).....	74
<b>Příloha 6</b> Časový parametr Velocity – porovnání hodnot z 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 1).....	74
<b>Příloha 7</b> Stance a Swing phase – 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 3) .....	75
<b>Příloha 8</b> Parametr Maximum pressure pro zdravou DK (forefoot) – porovnání hodnot z 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 4) .....	75

# PŘÍLOHY

## Příloha 1 Informovaný souhlas



Fakulta  
zdravotnických věd

Genius 10

### **Informovaný souhlas**

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce (Téma: Hodnocení parametrů chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě)

Období realizace: leden 2019 – červen 2019

Řešitelé projektu: Bc. Veronika Pipková – pod odborným dohledem Mgr. Marka Tomsy

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnotit vybrané parametry chůze, které budou měřeny na chodícím páse Zebris FDM-T u pacientů v subakutním stádiu cévní mozkové příhody. Měření na chodícím páse, umístěném v Kineziologické laboratoři rehabilitačního oddělení FNOL, proběhne celkem 2x a to vždy po dobu 1 minuty. První měření proběhne na začátku hospitalizace na rehabilitačním lůžkovém oddělení, druhé měření proběhne zhruba po 10-14 dnech. Předmětem výzkumu je zjistit, jaké rozdíly ve vybraných parametrech chůze nastanou po konvenční rehabilitaci. Z účasti na výzkumu pro Vás může být výhodou srovnání dat, jež ukáží Vaše zlepšení (popř. zhoršení) chůze. Z výzkumu pro Vás nevyplývají nevýhody či rizika, vzhledem ke stanoveným kritériím pro zařazení do výzkumu. 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 \_\_\_\_\_ Olomouci \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:

Bc. Veronika Pipková

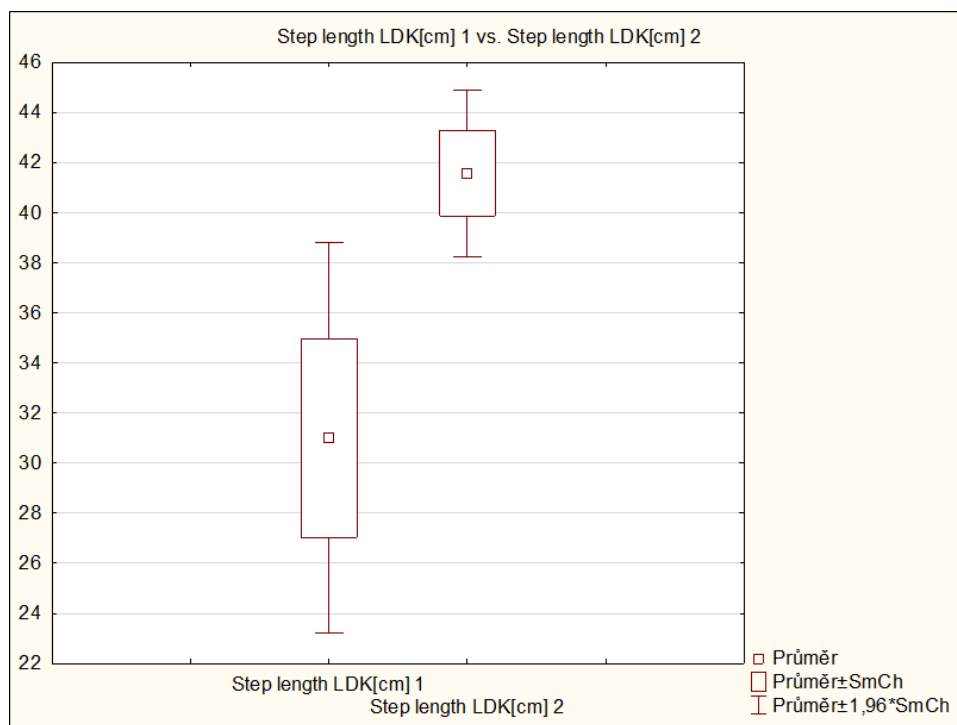
---

**Příloha 2** Chodící pás Zebris FDM-T

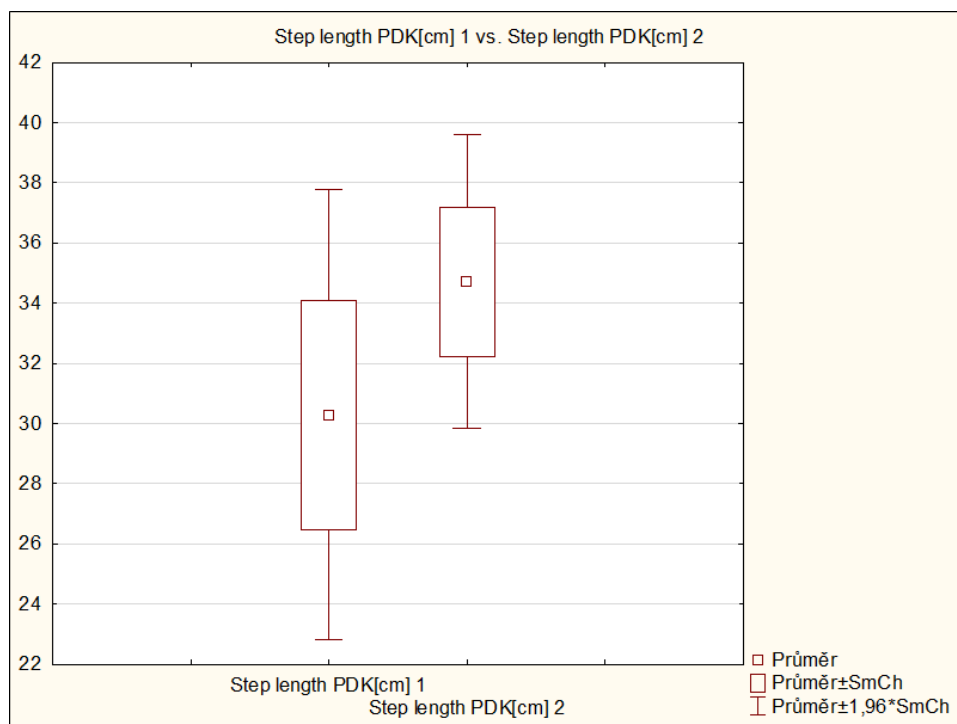




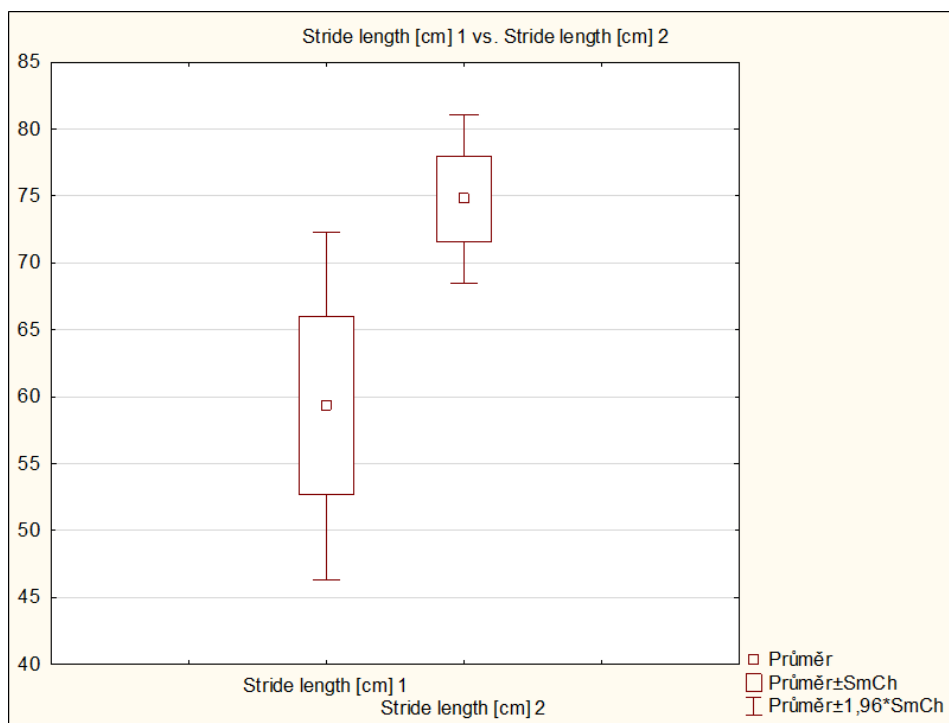
**Příloha 3** Prostorový parametr Step length paretické DK – porovnání hodnot z 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 2)



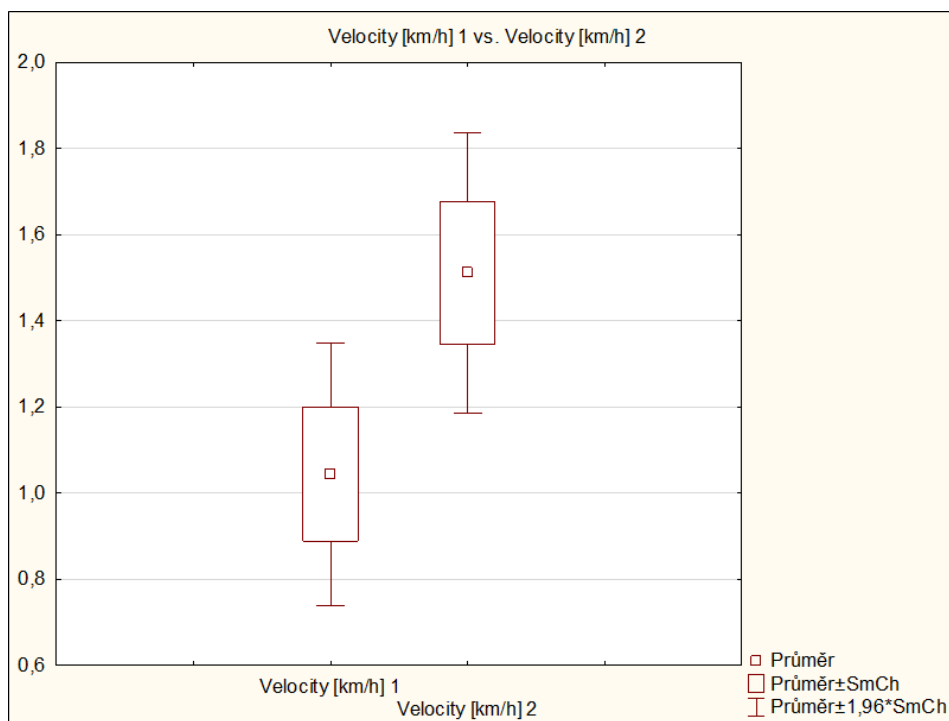
**Příloha 4** Prostorový parametr Step length zdravé DK – porovnání hodnot z 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 2)



**Příloha 5** Prostorový parametr Stride length – porovnání hodnot z 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 2)



**Příloha 6** Časový parametr Velocity – porovnání hodnot z 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 1)



**Příloha 7** Stance a Swing phase – 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 3)

Stance phase (stojná fáze)					
	P DK [cm]	P DK [%]	N DK [cm]	N DK [%]	Celkem [%]
<b>1. měření</b>	71,71	71,7	68,74	68,7	70, 2
<b>2. měření</b>	69,41	69,4	67,56	67,6	68, 5

Swing phase (švihová fáze)					
	P DK [cm]	P DK [%]	N DK [cm]	N DK [%]	Celkem [%]
<b>1. měření</b>	28,29	28,3	31,26	31,2	29,8
<b>2. měření</b>	30,59	30,6	32,44	32,4	31,5

**Legenda:** P DK – paretická dolní končetina, N DK – neparetická dolní končetina

**Příloha 8** Parametr Maximum pressure pro zdravou DK (forefoot) – porovnání hodnot z 1. a 2. měření (ad hypotéza č. 4)

