

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Lucie Krausová

**Hodnocení parametrů chůze na chodícím páse Zebris  
u pacientů po CMP**

Diplomová práce

Vedoucí práce: MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

Olomouc 2020

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Hodnocení parametrů chůze na chodícím páse Zebris u pacientů po CMP

**Název práce v AJ:** The Evaluation of Gait Parameters of Patients after Stroke Using the Treadmill Zebris

**Datum zadání:** 2019-01-23

**Datum odevzdání:** 2020-06-15

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

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Lucie Krausová

**Vedoucí práce:** MUDr. Petr Kolář, Ph.D.

**Oponent práce:** Mgr. Marek Tomsa

**Abstrakt v ČJ:**

### **Hodnocení parametrů chůze na chodícím páse Zebris u pacientů po CMP**

**Úvod:** Chodící pás se u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) využívá v rámci rehabilitace k dosažení největší možné samostatnosti chůze a celkové soběstačnosti postiženého jedince.

**Cíl:** Zhodnocení parametrů chůze pomocí chodícího pásu Zebris u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP).

**Metodika:** Studie se zúčastnilo celkem 8 probandů (7 mužů a 1 žena) po první atace ischemické cévní mozkové příhody (ICMP). Průměrný věk probandů byl  $66 \pm 13,4$  let, průměrná výška byla  $172 \pm 6,8$  cm a průměrná hmotnost byla  $78 \pm 3,9$  kg. Minimální hranice pro zařazení do studie byl výsledek testu Functional Ambulation Category stupeň 4. První měření probíhalo průměrně  $11,6 \pm 7,7$  dní po atace a průměrná doba mezi 1. a 2. měřením byla  $10 \pm 4,1$  dne. Každý pacient podstoupil 2 měření, a to na začátku a po ukončení rehabilitační péče na lůžkovém oddělení FNOL, kde byla hodnocena minutová chůze na páse individuálně zvolenou rychlostí a 2 chůzové testy na zemi (10MWT a TUG test). Hodnoceny byly parametry z reportu systému Zebris a výsledky chůzových testů. Pro statistické zpracování výsledků byl využit Wilcoxonův test.

**Výsledky:** Při 2. měření byly signifikantní výsledky shledány pro fáze krokového cyklu, konkrétně pro parametry stojná fáze paretické ( $p=0,017$ ) i neparetické DK ( $p=0,012$ ), stádium zatěžování pro neparetickou DK ( $p=0,012$ ), mezistoj pro paretickou ( $p=0,017$ ) i neparetickou

DK ( $p=0,025$ ), předšvihová fáze pro paretickou DK ( $p=0,012$ ), švihová fáze pro paretickou ( $p=0,017$ ) i neparetickou DK ( $p=0,012$ ) a pro součet fází dvojí opory ( $p=0,012$ ). Z maximálního tlakového působení byly signifikantní výsledky pro předonoží paretické ( $p=0,05$ ) i neparetické DK ( $p=0,017$ ) a pro středonoží neparetické DK ( $p=0,012$ ). Z procentuálních parametrů se jednalo o výsledky pro zadonoží paretické ( $p=0,012$ ) i neparetické DK ( $p=0,017$ ). Z chůzových testů byly statisticky významné výsledky pro pohodlné tempo chůze ( $p=0,025$ ) i pro maximální možné tempo chůze ( $p=0,035$ ) a v rychlosti v TUG testu ( $p=0,011$ ).

**Závěr:** Zařazení chodícího pásu do rehabilitační léčby pacientů po CMP má pozitivní vliv na parametry jejich chůze, přičemž toto zlepšení se promítá i do chůze po zemi.

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

#### **The Evaluation of Gait Parameters of Patients after Stroke Using the Treadmill Zebris**

**Introduction:** In patients after stroke the treadmill is used in rehabilitation to achieve the biggest possible walking independence and self-sufficiency in activities of daily living.

**Objective:** Evaluation of the effect of therapy using the Zebris treadmill on gait parameters in patients after stroke.

**Methodology:** In total 8 probands (7 men and 1 woman) after the first attack of ischemic stroke were part of this study. The mean age of the probands was  $66 \pm 13.4$  years, the mean height was  $172 \pm 6.8$  cm and the mean weight was  $78 \pm 3.9$  kg. The minimum limit to take part in the study was the Functional Ambulation Category grade 4. The first measurement was averaged  $11.6 \pm 7.7$  days after attack and the mean time between the 1st and 2nd measurements was  $10 \pm 4.1$  days. Each patient underwent 2 measurements, at the beginning and after the end of rehabilitation treatment in the inpatient department of University Hospital Olomouc. One-minute long walk on the belt at individually selected speed and 2 walk tests on the ground (10MWT and TUG test) were assessed. Parameters from the Zebris system report and the results of walk tests were evaluated. The Wilcoxon test was used for statistics.

**Results:** Within 2nd measurement, significant results were found for some phases of the gait cycle, specifically for the parameters stance phase of paretic leg ( $p = 0.017$ ) and non-paretic leg ( $p = 0.012$ ), load response for non-paretic leg ( $p = 0.012$ ), midstance for paretic leg ( $p = 0.017$ ) and non-paretic leg ( $p = 0.025$ ), pre-swing phase for paretic leg ( $p = 0.012$ ), swing phase for paretic leg ( $p = 0.017$ ) and non-paretic leg ( $p = 0.012$ ) and for the double stance phase ( $p = 0.012$ ). From the maximum pressure the significant results were found for both paretic ( $p = 0.05$ ) and non-paretic leg ( $p = 0.017$ ) for forefoot and for non-paretic leg ( $p = 0.012$ ) for midfoot. The percentage parameters of time maximum force showed significant results for both

paretic ( $p = 0.012$ ) and non-paretic leg ( $p = 0.017$ ). Statistically significant results for a comfortable walking pace ( $p = 0.025$ ) as well as for the maximum possible walking pace ( $p = 0.035$ ) and for speed in the TUG test ( $p = 0.011$ ) were shown by walk tests.

**Conclusion:** The addition of a treadmill Zebris to the rehabilitation treatment of patients after stroke has a positive effect on the gait parameters and, moreover, this improvement is also reflected in walking on the ground.

**Klíčová slova:** cévní mozková příhoda, parametry chůze po CMP, chodící pás Zebris, chůzové testy

**Key words:** stroke, gait parameters after stroke, treadmill Zebris, walk test

**Rozsah:** 84/2

### **Prohlášení**

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

Olomouc 15. června 2020

.....  
podpis

## **Poděkování**

Tímto bych ráda poděkovala svému vedoucímu diplomové práce MUDr. Petru Kolářovi, Ph.D. za odborné vedení, věnovaný čas a poskytnutou důvěru. Dále bych ráda poděkovala Mgr. Dagmar Tečové za výborné rady při zpracování statistických dat.

# Obsah

ÚVOD.....	9
<b>1 PŘEHLED POZNATKŮ.....</b>	<b>12</b>
1.1 CÉVNÍ MOZKOVÁ PŘÍHODA.....	12
1.1.1 Etiopatogeneze.....	12
1.1.2 Typy cévních mozkových příhod.....	12
1.1.3 Klinický obraz ICMP.....	15
1.1.4 Epidemiologie.....	16
1.1.5 Rizikové faktory.....	17
1.1.6 Diagnostika.....	17
1.1.7 Hodnotící škály.....	18
1.1.8 Následky CMP.....	19
1.1.9 Terapie.....	19
1.2 CHŮZE.....	22
1.2.1 Analýza chůze.....	22
1.2.2 Krokový cyklus.....	22
1.2.3 Řízení chůze.....	23
1.2.4 Hemiparetická chůze.....	26
1.2.5 Terapie chůze.....	27
1.2.6 Chůze na chodícím páse.....	28
1.3 SYSTÉM ZEBRIS.....	29
1.3.1 Parametry chůze v reportu.....	31
1.4 TESTY CHŮZE.....	34
1.4.1 Functional Ambulation Category.....	35
1.4.2 10 Meter Walk Test.....	35
1.4.3 Timed Up and Go test.....	37
<b>2 CÍLE VÝZKUMU.....</b>	<b>38</b>
<b>3 METODIKA VÝZKUMU.....</b>	<b>39</b>
3.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉ SKUPINY PROBANDŮ.....	39
3.2 POPIS VÝZKUMU.....	40
3.3 PRŮBĚH MĚŘENÍ.....	41
3.4 METODY MĚŘENÍ.....	42
3.5 METODY ZPRACOVÁNÍ DAT.....	42
3.6 METODY STATISTICKÉHO ZHODNOCENÍ.....	42
<b>4 VÝSLEDKY VÝZKUMU.....</b>	<b>43</b>
4.1 HYPOTÉZA PARAMETRŮ DÍLČÍCH FÁZÍ KROKOVÉHO CYKLU.....	43

4.2	HYPOTÉZA PARAMETRŮ MAXIMÁLNÍHO TLAKOVÉHO PŮSOBENÍ 3 ČÁSTÍ NOHY .....	44
4.3	HYPOTÉZA PROCENTUÁLNÍHO VYJÁDŘENÍ ČASU STOJNÉ FÁZE PŘI MAXIMÁLNÍM SILOVÉM PŮSOBENÍ.....	45
4.4	HYPOTÉZA PRO PARAMETRY CHŮZOVÉHO TESTU 10MWT .....	47
4.5	HYPOTÉZA PRO PARAMETRY TUG TESTU.....	49
<b>5</b>	<b>DISKUZE.....</b>	<b>50</b>
5.1	REHABILITACE PO CMP .....	50
5.2	CHODÍCÍ PÁS.....	50
5.2.1	<i>Chodící pás a podpora tělesné hmotnosti.....</i>	<i>51</i>
5.2.2	<i>Chodící pás a virtuální realita.....</i>	<i>53</i>
5.2.3	<i>Interaktivní chodící pás.....</i>	<i>54</i>
5.3	FÁZE KROKOVÉHO CYKLU .....	57
5.4	MAXIMÁLNÍ TLAKOVÉ PŮSOBENÍ 3 ČÁSTÍ NOHY .....	59
5.5	PROCENTUÁLNÍ VYJÁDŘENÍ ČASU STOJNÉ FÁZE PŘI MAXIMÁLNÍM SILOVÉM PŮSOBENÍ .....	60
5.6	CHŮZOVÝ TEST 10MWT .....	60
5.7	TEST TUG .....	61
5.8	PŘÍNOS PRO PRAXI .....	62
5.9	LIMITY STUDIE .....	63
	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>65</b>
	<b>REFERENČNÍ SEZNAM .....</b>	<b>66</b>
	<b>SEZNAM ZKRATEK.....</b>	<b>79</b>
	<b>SEZNAM OBRÁZKŮ .....</b>	<b>80</b>
	<b>SEZNAM TABULEK .....</b>	<b>81</b>
	<b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>82</b>
	<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>83</b>



## Úvod

Cévní mozková příhoda (CMP) je onemocnění, které způsobuje poruchu funkce mozku postiženého jedince. Může mu významně změnit kvalitu jeho života, a to z hlediska fyzického, psychologického i sociologického, což je jeden z důvodů, proč je důležité se zaměřit na možnosti terapie, které je nutné neustále podrobovat nejnovějším trendům moderní rehabilitace. To je i jedním z důvodů, proč jsem si toto téma vybrala pro zpracování své diplomové práce. Navíc využití přístrojové rehabilitace, například chodícího pásu, a propojení celé terapie s virtuální realitou se stává běžnou součástí rehabilitační léčby. V léčbě tak může být cenným pomocníkem, nicméně je potřeba dobře znát, jak tyto technologie správně využívat (Kalvach et al., 2010, s. 13-22).

Chůze je pro člověka základní lokomoční prostředek, který zajišťuje jedinci samostatnost a soběstačnost v rámci každodenních činností. Kromě toho se jedná o důležitý aspekt, díky kterému je nejen významně ovlivněno sociální postavení jedince, ale i kvalita jeho života (Kirtley, 2006, s. 82; Alzahrani, Dean a Ada, 2011, s. 46).

U člověka je bipedální lokomoce založena na řízení z míchy, centrálních generátorech chůze. Pro kvalitu chůze jsou nutné informace z propioceptorů a exteroceptorů (Vařeka, Bednář a Vařeková, 2016, s. 171)

Terapie chůze se volí individuálně dle aktuálního stavu jedince. Jako nejvýhodnější se ukazuje zařazení několika metod rehabilitace počínaje základním nácvikem jednotlivých krokových fází a tréninkem samotné chůze po chodbě až po robotickou rehabilitaci se zapojením chodících pásů a virtuální reality (Belda-Lois et al., 2011, s. 4; Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 117).

Chodící pás Zebris je plantografickou plošinou a celý systém umožňuje jednoduchou a rychlou analýzu chůze. Na páse je možné provádět vyšetření i samotnou individuálně zvolenou terapii chůze (Segel, 2012, s. 180).

Testy chůze se řadí mezi základní diagnostické nástroje vyšetření lokomoce a samostatnosti postiženého jedince. Výsledky chůzových testů mají pomoci zhodnotit efekt zvolené terapie. Jedná se o standardizované měření, jehož provedení má být snadné, rychlé a jednoduché (Kirtley, 2006, s. 82).

Hlavním cílem této práce je zhodnotit parametry chůze u pacientů po CMP na chodícím páse Zebris. Teoretická část práce je zaměřena na bližší seznámení čtenáře s diagnózou CMP, a současně předestírá, jaké jsou její příčiny a následky se zaměřením na problematiku chůze.

Dále bude teoretická část zahrnovat popsání krokového mechanismu s hemiparetickou dolní končetinou a využití chodícího pásu Zebris a virtuální reality v rámci rehabilitace chůze.

Dílčím cílem je porovnání výsledků měření s dalšími studii zabývajícími se podobnou tematikou.

Jako podklady k vyhledávání odborných studií a článků sloužily dostupné literární zdroje obsahující téma CMP a rehabilitace chůze na chodícím páse. Co se týče internetových zdrojů, k hledání elektronických článků byly použity databáze PubMed, Medvik, Medline, Google Scholar, EBSCO a Elsevier. Vyhledávání článků probíhalo od ledna roku 2019 do května roku 2020.

Jako klíčová slova byla použita tato slovní spojení: cévní mozková příhoda, parametry chůze po CMP, chodící pás Zebris, chůzové testy, resp. především jejich anglický překlad: stroke, gait parameters after stroke, treadmill Zebris, walk test.

Celkem bylo použito 90 zdrojů zabývajících se zvoleným tématem. Konkrétně bylo použito 63 elektronických článků, 23 knižních publikací a 4 webové stránky. Většina publikací byla v anglickém jazyce.

ALZHRANI, Matar, Catherine DEAN a Louise ADA. 2011. Relationship between walking performance and types of community-based activities in people with stroke: an observational study. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [online]. **15**(1), 45-51 [cit. 2020-03-23]. DOI: 10.1590/S1413-35552011005000002. ISSN 1413-3555.

BELDA-LOIS, Juan-Manuel, Silvia MENA-DEL HORNO, Ignacio BERMEJO-BOSCH, et al. 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **8**(1) [cit. 2019-01-22]. DOI: 10.1186/1743-0003-8-66. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-8-66>.

CORBETTA, Davide, Federico IMERI a Roberto GATTI. 2015. Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [online]. **61**(3), 117-124 [cit. 2019-01-22]. DOI: 10.1016/j.jphys.2015.05.017. ISSN 18369553. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1836955315000569>.

- KALVACH, Pavel, a kol. 2010. *Mozkové ischemie a hemoragie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2765-3.
- KIRTLEY, Chris. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier, xii, 316 s. ISBN 0-4431-0009-8.
- SEGEL, Jay. 2012. The Next Generation: Noraxon's FDM-Treadmill System for Stance and Gait Analysis. *Podiatry Management* [online]. **158**, 3 [cit. 2020-02-12]. Dostupné z: <http://www.segelpodiatry.com/pdf-articles/PodiatryManagementProfilesND12FDMT-1.pdf>.
- VAŘEKA, Ivan, Michal BEDNÁŘ a Renata VAŘEKOVÁ. 2016. Robotická rehabilitace chůze. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie* [online]. **79**(112), 168-172 [cit. 2020-03-16]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/305220367\\_Roboticka\\_rehabilitace\\_chuze](https://www.researchgate.net/publication/305220367_Roboticka_rehabilitace_chuze).

# **1 Přehled poznatků**

## **1.1 Cévní mozková příhoda**

Cévní mozková příhoda (CMP) neboli iktus je akutní stav ukazující na poruchu mozku (Ambler, 2006, s. 133). Jedná se o druhou nejčastější příčinu smrti (Kalita et al., 2006, s. 16). Dle světové zdravotnické organizace (World Health Organization – WHO) jsou CMP definovány jako rychle se rozvíjející buď ložiskové, nebo i celkové příznaky poruchy funkce mozku, které trvají déle než 24 hodin, popřípadě končí smrtí postiženého, a to bez přítomnosti jiné očividné příčiny než z příčiny cévního původu (Nevšímalová et al., 2002).

Předpokládá se, že do roku 2020 se posune ischemická cévní mozková příhoda (ICMP) na 1. místo jako hlavní příčina ztráty života (Murray a Lopez, 1996). Také se očekává zvýšený počet jedinců, kteří ataku přežijí, což zvyšuje požadavky na jejich rodiny, pozůstalé a celý zdravotnický systém. I vzhledem k vysokým nákladům na léčbu těchto pacientů a celkovému dopadu na společnost je na prevenci kladena přední pozornost (Kollen, Kwakkel a Lindeman, 2006, s. 75).

### **1.1.1 Etiopatogeneze**

CMP může vzniknout na základě ischemie, která tvoří největší skupinu postižených a to až 80 % nebo na základě hemoragie do mozkové tkáně (15 %) a poslední skupinu (5 %) tvoří krvácení do subarachnoidálního prostoru (Kaňovský a Herzig, 2007, s. 26).

Etiologie ischemické mrtvice význačně ovlivňuje celou prognózu a průběh léčby po vzniku ataky. Systém TOAST (Trial of Org in Acute Stroke Treatment) byl vyvinut pro kategorizaci podtypů ischemické CMP, který je založený především na etiologii, klinických příznacích a diagnostických testech. Výhodou je užitečnost a mezikontinentální shoda klasifikace.

Klasifikace TOAST označuje pět podtypů ischemické mrtvice a těmi jsou: ateroskleróza velkých tepen, kardioembolismus, okluze malých cév, mrtvice jiné stanovené etiologie a mrtvice neurčené etiologie. Tento systém by měl umožnit hlásit odpovědi na léčbu u důležitých podskupin pacientů s ischemickou CMP (Adams et al., 1993, s. 35).

### **1.1.2 Typy cévních mozkových příhod**

Nezákladnější dělení CMP vychází z etiologie vzniku příhody, tzn. na ischemickou cévní mozkovou příhodu nebo hemoragickou cévní mozkovou příhodu, která se dále dělí na

hemoragii do parenchymální tkáně nebo do subarachnoidálního prostoru (Kaňovský a Herzig, 2007).

- Ischemická cévní mozková příhoda

CMP na základě ischemie je způsobena nízkou perfúzí, kdy z obvyklých 50–60 ml/100 g mozkové tkáně je průtok snížen pod 20ml/100 g mozkové tkáně. To je příčinou ischemické léze. Příčiny dělíme na lokální či celkové (Kolář et al., 2009, s. 387).

Nejčastěji dochází k nedokrvení a. cerebri media, postižený pak vykazuje poruchy hybnosti i citlivosti na kontralaterální straně. Nejvíce bývá postiženo akrom horní končetiny a mimické svaly. Někdy je přítomna i homonymní hemianopsie, pozorovat můžeme Wernicke-Mannovo držení těla. U ischemie a. cerebri anterior je dominantnější postižení dolní kontralaterální končetiny (Kolář et al., 2009, s. 387-388).

Asi 95 % ICMP je způsobeno třemi hlavními příčinami, kterými jsou ateroskleróza, nemoci malých intrakraniálních cév a embolizací ze srdce. Důsledkem je nízký průtok krve cévou, což způsobuje ischemii (Hankley, 2019).

ICMP se pak dělí podle různých kritérií, a to na základě mechanismu vzniku, vztahu k tepennému povodí, nebo časovému průběhu. Podle mechanismu vzniku se rozlišuje obstrukční a neobstrukční. U obstrukční neboli okluzivní příhody může za uzavěr cévy trombóza nebo embol. Neobstrukční vzniká na základě hypoperfúze. Mluví se tak o 4 základních podtypech CMP, a to aterosklerotický okluzivní proces velkých a středních arterií, arteriopatie malých cév, kardiogenní embolizace a do 4. podtypu se řadí například koagulopatie a ischemie bez zjištěných příčin. Ve vztahu k tepennému povodí je dělíme na teritoriální, interteritoriální a lakunární. Dle časového průběhu se jedná buď o tranzitorní ischemické ataky, reverzibilní ischemické neurologické deficity, progredující ataky, nebo o dokončené ischemické příhody (Ambler, 2006).

- Tranzitorní ischemická ataka (TIA) vzniká náhle a úplně odezní maximálně do 24 hodin. Délka může být i méně než jednu hodinu. Dochází ke vzniku přechodné hemiparézy a afázie, pokud se jedná o karotické povodí. Z vertebrobazilárního povodí jde pak o vznik spastických paréz, homonymní hemianopsie, vertiga, řečových poruch, okohybných poruch a tranzitorní globální amnézie.
- Reverzibilní ischemický neurologický deficit (RIND) je akutní stav, který se ale zpravidla do 2–3 hodin upravuje.

- Progredující CMP se během 24 hodin mění a rozvíjí ve své symptomatice. Jde většinou o pokračující trombózu některé z tepen a mezi další faktory se řadí celková mozková hypoxie. Tento druh ataky není příliš častý.
  - Dokončená CMP je akutní těžký stav, který je v podstatě ireverzibilní, k možné úpravě stavu dochází časem (Kaňovský a Herzig, 2007).
- Hemoragie do parenchymální tkáně

U hemoragické CMP dojde k ruptuře cévní stěny některé z mozkových arterií. Na základě toho dochází ke krvácení, které je tříštivé či ohraničené. Z 80 % se jedná o tříštivé krvácení do mozkové parenchymální tkáně. Nejčastější příčinou bývá ruptura arterie postižené hypertenzí, což je hlavní riziko pro tuto hemoragii. Ke krvácení pak dochází do bazálních ganglií nebo thalamu. U tohoto typu CMP není prognóza příznivá (Kolář et al., 2009, s. 388).

Ohraničené krvácení, které tvoří pouze 20 % hemoragií, postihuje většinou subkortikální oblast a prognóza je zde příznivější (Kolář et al., 2009, s. 388).

Výskyt se zvyšuje u jedinců černé rasy, zejména Afričanů, a to může částečně odrážet zvýšenou prevalenci a závažnost hypertenze v této etnické skupině. Hypertenzní intracerebrální krvácení se obvykle vyskytuje v subkortikálních strukturách, zejména bazálních gangliích, mozečku a mozkovém kmeni. Byla objevena mikroaneurysmata na malých perforujících tepnách, přičemž jejich význam a prevalence byl sice kontroverzní, ale určitě se zdají být příčinou krvácení u mnoha pacientů. Mohou se však vyskytnout i jiné degenerativní choroby malých perforujících cév. Elektronová mikroskopická studie ukázala, že nejčastějším místem prasknutí je distální bifurkace lentikulostriatických tepen (Warlow et al., 1996 in Markus, 2003, s. 24). Je proto možné, že mikroaneurysma může být spíše zdrojem degenerativních změn v malých tepnách než zdrojem krvácení. Jako základní patologie se ukazuje arteriopatie malých cév u pacientů s lakunární mrtvicí. Je možné, že lakunární mrtvice, primární hypertenze a intracerebrální krvácení jsou aspekty stejného onemocnění. Další důležitou příčinou primárního intracerebrálního krvácení, hlavně u starších lidí je stále častěji amyloidní angiopatie (Warlow et al., 1996 in Markus, 2003, s. 24). Amyloidová angiopatie je často spojena s vícenásobným nebo opakujícím se krvácením. U mladých jedinců může být příčinou cerebrální arteriovenózní malformace (AVM). AVM lze obvykle jasně vidět na magnetické rezonanci (MR) a dále jsou definované angiografií. Aneurysma je pak považováno za sekundární poruchu. Mezi další, avšak vzácné příčiny hemoragie, patří kavernózní angiomy, syndrom Moya-Moya, základní intracerebrální nádory, vaskulitida, užívání drog a alkoholu.

Také se vyskytuje u jedinců s poruchami krevní srážlivosti, a to hlavně u těch s antikoagulační nebo trombolytickou terapií (Markus, 2003, s. 12).

- Hemoragie do subarachnoidálního prostoru

U subarachnoidálního krvácení (SAK) je příčinou ruptura aneurysmatu tepen Willisova okruhu či odstupu hlavních tepen mozkových (Kolář et al., 2009, s. 388). Mortalita u této hemoragie je v rozmezí 25 – 40 % a je zde i vysoká pravděpodobnost stálého neurologického deficitu. Z 85 % je SAK způsobeno z výdutí, u 5 – 10 % se jedná o benigní perimezencefalická krvácení. Mezi vzácné příčiny se řadí tepenné disekce, AVM či jiné (Kalina, 2008).

### 1.1.3 Klinický obraz ICMP

Klinický obraz ICMP je závislý na výšce, rozsahu, rychlosti vzniku a dalších faktorech. Rozdílná je pak délka trvání a míra neurologického deficitu (Kaňovský a Herzig, 2007). Kvůli lézím kortikospinálního traktu dochází k poruchám hybnosti. Při postižení capsula interna je rychlý nástup těžké spasticity a jsou pozitivní pyramidové iritační jevy. Na rozdíl u kortikálních oblastí není spasticita tak těžká a nástup je pomalejší. Ke klinickému obrazu patří porucha hybnosti na polovině těla (Kalina, 2008).

- Ischémie v karotickém povodí

U ischémie v karotickém povodí dochází nejčastěji k postižení a. cerebri media. Do klinického obrazu pacienta se řadí postižení kontralaterální strany těla, motoricky i senzitivně. Nápadnější je postižení HK a to akrálně. Je přítomno centrální postižení VII. a XII. hlavového nervu a hemianopsie. U léze v dominantní hemisféře se objevují fatické poruchy, u nedominantní hemisféry jde o neglect syndrom, což je opomíjení kontralaterální strany. První nastupuje pseudochabé stádium, tedy hypotonus a hyporeflexie. Následuje přechod do spastického držení končetin tzv. Wernicke-Mannovo držení.

Při postižení a. cerebri anterior je dominantnější postižení DK, čítí bývá zpravidla zachováno.

U ischémie a. carotis interna se objevují obdobné příznaky jako u a. cerebri media. Často dojde ke vzniku přechodného porušení vidění na homolaterální straně kvůli embolu do a. ophthalmica (Kaňovský a Herzig, 2007, s. 30).

- Ischémie ve vertebrobazilárním povodí

Dochází k postižení jednotlivých podkorových struktur, k nimž se váže konkrétní klinický obraz postiženého jedince.

Ischémie a. cerebri posterior je spojena s postižením zraku. Nejčastěji se objevuje kortikální slepota, kdy je zachována fotoreakce zornic v důsledku embolie do oblasti a. basilaris. U dominantní hemisféry dochází i k poruše čtení a psaní.

Ischémie a. cerebelli posterior inferior je nejčastěji postiženou mozečkovou tepnou. Klinicky se objevuje Wallenbergův syndrom s homolaterální neocerebelární symptomatikou nebo Hornerový syndrom, kdy je přítomna kontralaterální disociovaná porucha cití a postižení V. hlavového nervu. S touto ischemií jsou spojeny bolesti hlavy, vestibulární syndrom, dysfagie a další poruchy (Kaňovský a Herzig, 2007).

#### **1.1.4 Epidemiologie**

Ve studii Globální zátěž nemocí 2013 bylo ukázáno, že incidence, úmrtnost, prevalence a roky spojené se zdravotním postižením se snižují, ačkoliv absolutní počet jedinců ovlivněných mozkovou příhodou se od roku 1990 do roku 2013 zvýšil (Feigin, 2016).

Mezinárodní případová studie Interstroke zahrnující pacienty z 32 zemí, kteří byli maximálně 5 dní po počátku první cévní mozkové příhody v jejich životě, probíhala mezi lety 2007 a 2015. Celkem bylo u 26 919 pacientů zjištěno, že s mozkovou mrtvicí je spojeno 10 rizikových faktorů mezi něž patří hypertenze, nepravidelná aktivita, poměr apolipoproteinů, strava, poměr pasu a kyčle, psychosociální faktory, srdeční obtíže, kouření, alkohol a diabetes mellitus (DM). Přičemž hypertenze byla více spojena s hemoragickou CMP, zatímco kouření, DM, apolipoproteiny a srdeční obtíže byly více spojeny s ischemickou CMP (O'Donnell et al., 2016, s. 761).

Jedná se o jednu z nejčastějších příčin funkčního omezení ve vyspělých zemích (Krobot et al., 2017). Incidence CMP je zhruba u 1 milionu postižených za rok v zemích Evropské unie (Belda-Lois et al., 2011, s. 1). V České republice je 350 nových případů onemocnění CMP na 100 000 obyvatel za rok. To znamená 35 000 obyvatel ročně, z čehož zhruba 1/3 zůstává závislá na rehabilitační péči a pomoci ze strany rodiny (Kolář et al., 2009, s. 386). Studie o incidenci v Evropě z roku 2017 poskytuje informace, že Česká republika je jednou ze zemí s nejvyšším výskytem CMP. Nicméně se jedná pouze o odhady, protože zde chybí konkrétní epidemiologická data. Odhady jsou založeny na počtech hospitalizovaných pacientů po CMP a počtech úmrtí jako následek CMP (Bryndziar, Šedová a Mikulík, 2017, s. 180).



### **1.1.5 Rizikové faktory**

Rizikové faktory se dělí na neovlivnitelné a ovlivnitelné. V následující kapitole je uvedeno shrnutí všech možných rizikových faktorů spojených s CMP. Rizikové faktory, které jsou člověkem neovlivnitelné, jsou věk, rasa, pohlaví mužské, genetické dispozice, zeměpisné vlivy a klima. Co se týče ovlivnitelných faktorů, ty lze správným životním přístupem, popřípadě vhodnou léčbou snížit (Kaňovský a Herzig, 2007, s. 36).

Na rozdíl od ostatních chorob průměrný věk pacientů s CMP klesá a zvyšují se počty postižených jedinců pod 50 let věku. Rizikové faktory jsou obdobné jako u starších jedinců. Prognóza pro takové jedince pak není příliš příznivá vzhledem k počtu úmrtí, rizikům kardiovaskulárních chorob a dalším potížím. Nutná je u těchto pacientů především doživotní prevence (Maaijwee et al., 2014, s. 315).

Mezi rizikové faktory patří hypertenze, diabetes mellitus, kouření, hyperlipidémie a životní styl. Riziková je obezita, nevhodná dieta či fyzická inaktivita. Jako nedávno bylo zjištěno, že některé léky na snížení krevního tlaku mohou působit negativně vzhledem k riziku CMP. Riziko spánkové apnoe, elektronických cigaret a vysoké hladiny lipoproteinů je nadále ve zkoumání (Guzik a Bushnell, 2017).

V dalších studiích z roku 2017 je kladen důraz na roli vitamínu D vzhledem ke kardiovaskulárním onemocněním. Uvažuje se nad ním ve vztahu s obezitou, cukrovkou, dyslipidemií, endoteliální dysfunkcí a hypertenzí (Muscogiuri et al., 2017; Skaaby, Thuesen a Linneberg, 2017).

### **1.1.6 Diagnostika**

V rámci komplexní diagnostiky by měl být zastoupen celý multidisciplinární tým vzhledem k tomu, že poruchy mohou být různého charakteru, který ovlivní aktivity v běžných denních činnostech a samostatnost jedince. Základem je podrobná anamnéza, aktuální zhodnocení klinického obrazu a vyhodnocení laboratorních a přístrojových vyšetření (Nevšimalová, Tichý a Růžička, 2002).

Pro diagnostiku jsou využívány zobrazovací metody (Bauer, 2010, s. 122-132). Nejvhodnějším vyšetřením je výpočetní tomografie (CT). Díky tomuto vyšetření lze určit, o jaký typ CMP se jedná, a v případě hemoragie lze rozlišit, zdali se jedná krvácení parenchymové nebo subarachnoidální. Co se týče ischemie, není CT natolik detailní a v brzkých stádiích nemusí být CMP vůbec rozpoznáno (Feigin, 2007). Magnetická rezonance pomáhá určit rozsah a stáří mozkového infarktu. V diagnostice je také nutné využít

dopplerometrické vyšetření, ze kterého je zjevný způsob průtoku krve tepnami (Kaňovský a Herzig, 2007, s. 33-34). Pomocí magnetické rezonanční angiografie (MRA) lze dobře určit nitrolební aneurysma a malformace mozkových krevních cév (Feigin, 2007).

### 1.1.7 Hodnotící škály

Využívá se různých testů hodnotících jednotlivé funkce a tíži postižení. Je možné využít standardizované neurologické vyšetření NIHSS (The National Institute of Health Stroke Scale), které slouží k popsání tíže neurologického deficitu u pacientů po CMP. Při tomto vyšetření se vždy hodnotí první odpověď a terapeut nesmí pacientovi při vyšetřování jakkoliv pomáhat či radit. Celý postup se striktně řídí instrukcemi uvedenými v protokolu. Škála tedy hodnotí aktuální stav a co pacient v danou situaci zvládne sám. Součástí je 15 složek, ve kterých jsou kvantifikovány jednotlivé části neurologického vyšetření (úroveň vědomí, slovní odpovědi, vyhovění výzvám, okulomotorika, zorné pole, faciální paréza, motorika, ataxie, senzitivita, řeč, dysartrie, neglect). Výsledná hodnota pak ukazuje na tíži CMP, velikost ischemického ložiska a v prvních 6 hodinách od ataky je statisticky významnou informací výsledného stavu pacienta pro následujících 7 dní a celkově 3 měsíce. Lze tuto škálu využít i k hodnocení efektu terapie (Reif, 2011).

Nejužívanějším testem k hodnocení aktivit denního života (ADL) je Barthel index (BI), což je mezinárodně rozšířený skórovací dotazník v oblasti ADL z motorického hlediska. Autorky jsou Dorothea W. Barthelová a Florence I. Mahoneyová z USA. Byl vytvořen pro diagnózy neuromuskulární a muskuloskeletální povahy v roce 1965, nyní se využívá i pro další diagnózy spojené s disabilitou. V tomto testu je hodnocen stupeň nezávislosti jedince na základě schopnosti samostatného provedení úkolu. Funkční omezení je hodnoceno ve 3 stupních, celkově BI hodnotí 10 aktivit denního života: příjem stravy, oblékání, lokomoci, chůze po schodech, přesun z lůžka na křeslo, osobní hygienu, koupání, použití WC a kontinenci moči a stolice. Výhodou je jednoduchá a rychlá možnost zaznamenání dat. Na základě vyhodnocení jsou pacienti rozděleni do 4 kategorií: nesoběstačný, středně nesoběstačný, mírně nesoběstačný, soběstačný (Kalvach a kol., 2010; Bastlová et al., 2015).

Modifikovaný test Barthelové je z roku 1989. Pomáhá hodnotit schopnost zvládat každodenní činnosti a je rozšířen o hodnocení kognitivních schopností (Lippertová-Grünerová, 2009). Dalším hodnocením stupně disability je Functional Independence Measure (FIM), v češtině Test funkční soběstačnosti. FIM navíc kromě hodnocení ADL, mobility a komunikace, zahrnuje i hodnocení kognice. Byl vytvořen v roce 1986 v USA. Na základě

vyhodnocení tohoto testu je určena míra závislosti jedince a případná nutnost asistence další osoby (Kalvach a kol., 2010; Lippertová-Grünerová, 2009).

Speciálně pro CMP se ještě využívá Katzův test, který také hodnotí schopnost postiženého v rámci ADL. Výhodou je rychlé provedení, ale na druhou stranu nezachycuje drobné změny ve funkčním výkonu (Kalvach, 2004).

### **1.1.8 Následky CMP**

Následky CMP jsou individuální. Co se týče somatických následků, mohou se objevit poruchy motoriky, hlavových nervů, rovnováhy, autonomních a senzitivních funkcí, smyslů a extrapyramidové či mozečkové syndromy. Nejčastěji dochází k centrální paréze, kdy dochází ke snížení svalové síly, hypertonu a hyperreflexii. Jsou přítomny pyramidové, zánikové a iritační jevy (Kalvach a kol., 2010).

Společně s rozvojem spasticity je spojen výskyt kontraktur, které mohou zapříčinit patologické nefunkční postavení končetiny, což je pro pacienta komplikací (Kalvach a kol., 2010).

V rámci kognitivních následků jsou uváděny poruchy pozornosti, orientace, paměti a myšlení, abstrakce a vnímání, dále apraxie, agnózie a afázie. Neurobehaviorální následky zahrnují apatii, emoční labilitu, agresivitu a další. Ty značně ovlivňují spolupráci terapeut – pacient (Kalvach a kol., 2010).

### **1.1.9 Terapie**

Fyzioterapie využívá různých léčebných přístupů, což se jeví jako nejvhodnější pro podporu funkční nezávislosti a soběstačnosti po cévní mozkové příhodě. Neexistuje konkrétní jediný fyzioterapeutický přístup, který by jednoznačně podporoval zotavení po mrtvici. Fyzioterapie je u těchto pacientů nedílnou součástí rehabilitace (Pollock et al., 2014).

Za hlavní cíl je považováno dosažení maximální lokomoční samostatnosti, tudíž nezávislé a funkční chůze, protože to člověku pomáhá návratu do aktivit běžného denního života, což je pro pacienta nejdůležitější. Musí pro to být zvolena správná neurorehabilitace přizpůsobena na míru jedincovu postižení (Krobot et al., 2017; Lamontagne a Fung, 2004). Nahrazení standartní rehabilitace terapií zaměřenou na možnosti virtuální reality (VR) přináší lepší výsledky v rychlosti chůze, rovnováze a pohyblivosti pacienta po CMP (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 119). Uvádí tak i studie, která byla prováděna u pacientů s chronickou mrtvicí, kde byla srovnána skupina podstupující klasickou rehabilitaci a skupina, kde byla rehabilitace

obohacena o VR, která byla zařazena 30 minut denně, 3 dny týdně v průběhu 4 týdnů. Ve skupině pacientů, kde terapie zahrnovala VR, došlo k markantnějšímu zlepšení parametrů chůze (Park, Lee a Lee, 2013).

Studie zaměřující se na porovnání efektu terapie u ischemických a hemoragických CMP ukazuje, že u obou typů CMP dochází díky robotické rehabilitaci k podobnému funkčnímu zlepšení (Dierick et al., 2017).

Do terapie je vhodné zařadit i vestibulární stimulační trénink, protože to má také vliv na konečné parametry chůze u postiženého jedince. Schopnost chůze je založena na účinné kontrole držení těla, která je založena na přítomnosti informací z vestibulárního aparátu, proprioreceptorů a vidění. Při vestibulární stimulaci je tedy ovlivněna posturální kontrola (Maurer, Schweigart a Mergner, 2006). Ve studii o efektu vestibulárního stimulačního tréninku byl počet kroků a čas měřen pomocí různých testů a byly prokázány statisticky významné rozdíly u experimentální skupiny oproti kontrolní, a tak bylo zjištěno, že vestibulární stimulační trénink je užitečný pro zlepšení chůze u pacientů s CMP (Nam, Go a Yang, 2019).

V rámci neurorehabilitace jsou principy a techniky na neurofyziologickém podkladě využívány k obnovení neuromotorické funkce obecně s cílem obnovit fyziologické vzorce pohybu. Účinnost robotických zařízení v neurorehabilitaci souvisí se správnou identifikací cílové skupiny pacientů podle individuálních potřeb. Nutná je i správná volba tréninkových parametrů na výkon chůze pro každého pacienta (Belda-Lois et al., 2011, s. 4).

Efekt terapie je o to lepší nejen když je terapie zahájena časně, ale i pokud jsou dodrženy konkrétní zásady. To znamená, že pacient podstoupí rehabilitaci, která je časově intenzivní cílenou terapií s multisenzorickou zpětnou vazbou. Vhodné je doplnění o měřitelné pokroky v terapii, kde je kladen důraz na motivaci pacienta (Vařeka, Bednář a Vařeková, 2016, s. 169–171). K motivaci pacienta je však nutné přistupovat individuálně a věnovat se konkrétním potřebám a cílům jedince. Zdá se, že existuje i možnost zlepšení motorických funkcí v pozdějším stádiu léčby, pokud dochází k funkční činnosti šedých struktur CNS, především nucleus caudatus a premotorické oblasti frontálního laloku (Weiller et al., 1992 in Pantano et al., 1996). Ztráta funkčnosti těchto center může tak souviset i s motorickým deficitem v pozdní fázi, kdy by bylo ještě teoreticky možné zlepšení motorických funkcí jedince, ale k motorickému zotavení již nedochází (Pantano et al., 1996). To je dále podpořeno faktem, že striatální dysfunkce u lidí ovlivňuje náladu, motivaci, pozornost, učení a programy chování (Cummings a Benson, 1984 in Pantano, 1996).

Ideálně by tedy měl postižený za těchto podmínek provádět terapii veškerý čas, kdy může kooperovat. Musí se však obzvláště na začátku rehabilitačního období brát ohled na fyzické a psychické schopnosti pacienta a jeho limity. Velmi snadno totiž dochází k vyčerpání, pokud je terapie indikována příliš často a intenzivně. Nesmí se opomínat fakt, že právě i při robotické rehabilitaci jsou na pacienty kladeny vysoké nároky v rámci motorického učení (Vařeka, Bednář a Vařeková, 2016, s. 169-170).

Z fyzioterapeutických metod lze v rámci terapie využít například Bobath koncept nebo propioceptivní neuromuskulární facilitaci. Metoda manželů Bobathových a jejich Bobath koncept je známý také pod zkratkou NDT (neuro–developmental treatment). V rámci metody se provádí vyšetření jedince v základních polohách a vyšetření přítomnosti patologických reflexů a pohybových vzorů. V rámci samotné léčby je cíleno na snížení spasticity a facilitaci správných fyziologických pohybových vzorů a díky tomu na rozvoj maximální samostatnosti při aktivitách denního života (Votava, 2001; Kalvach, 2010).

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) nebo také Kabatova metoda je založena na provádění přirozených pohybů v konkrétních diagonálách. Za použití facilitačních prvků je prováděn pohyb ve všech třech rovinách současně, čímž je podpořena aktivace jednotlivých svalů (Votava, 2001). Z PNF konceptu lze využít několik konkrétních technik.

- Rytmická iniciace zahrnuje rytmický pohyb agonistů. Pohyb v diagonále je zahájen pasivním pohybem v celém rozsahu pohybu a slouží pacientovi k naučení se konkrétního pohybu. Když se pacient pohyb naučí, může mu být proti směru pohybu kladen mírný odpor.
- Zvrat agonistů neboli kombinace izotonických kontrakcí znamená, že v diagonále jsou prováděny kombinace koncentrických, izometrických a excentrických kontrakcí a nedochází k relaxaci.
- Dynamický zvrát zahrnuje střídání koncentrických kontrakcí agonistů a antagonistů bez ztráty svalového napětí. Cvičení by mělo začínat v silnější diagonále.
- Rytmická stabilizace je prováděna v pozici, ve které je snaha dosáhnout stabilizace a pacient je vyzván k udržení pozice, kladením odporu z různých směrů dochází k izometrickým kontrakcím agonistů i antagonistů.
- Výdrž – relaxace je relaxační technika, která využívá koncentrické kontrakce svalů v hypertonu, kdy následuje jejich relaxace. Délka relaxace by měla přesáhnout dobu kontrakce (Bastlová, 2018, s. 22-27).

## **1.2 Chůze**

Základním lokomočním stereotypem pro člověka je chůze, která je pro každého individuální (Kolář, 2009, s. 48). Lidská chůze zahrnuje střídavou sekvenci, kdy je tělo podepřeno vždy minimálně jednou dolní končetinou (Enoka, 2008, s. 141). Chůze zajišťuje člověku samostatnost a je součástí většiny aktivit denního života (ADL), mimo to je také součástí mnoha sociálních aktivit a je požadována v mnoha zaměstnáních (Kirtley, 2006, s. 82). Člověk používá bipedální lokomoci. Oproti zvířatům je tento způsob přemísťování se méně efektivní a stabilní, naopak výhodou je možnost využití horních končetin k dalším činnostem. Chůze je komplexní činnost, která vyžaduje řídicí systém, zdroj energie, páky zajišťující pohyb a síly k pohybu pák (Gage and Schwartz, 2009 in Gage et al., 2009). Existuje 5 základních předpokladů pro schopnost vykonávat chůzi, jedná se o stabilitu ve stoji, dostatečné odvinutí chodidla během švihové fáze kroku, správná švihová fáze se správným nastavením chodidla, adekvátní délka kroku a uchování energie (Neumannová et al., 2015).

### **1.2.1 Analýza chůze**

Běžným vyšetřením chůze je aspekce, kdy je nejvíce hodnocena symetrie délky kroku, šířka kroku, délka stojné fáze obou končetin, způsob kontaktu, odvíjení chodidla od podložky, dále postavení a rozsah jednotlivých kloubů a souhyb pánve, trupu a HKK. Poté je vyšetření doplněno o modifikace chůze (Valouchová in Kolář, 2009). Kinematická analýza popisuje změny polohy jednotlivých segmentů těla, a to velikosti úhlů, zrychlení a rychlost pohybu. Kinetická analýza zahrnuje měření velikosti sil jako je svalová síla, moment síly, distribuce síly, velikost napětí atp. (Neumannová et al., 2015).

### **1.2.2 Krokový cyklus**

Jeden krokový cyklus se rovná jednomu dvojkroku čili dvěma krokům (Hamill, Knutzen a Derrick, 2015). Krokový cyklus se skládá z opory a švihové fáze. Při oporné fázi dochází k postupnému zatěžování od kontaktu paty s podložkou po plné položení plosky. Fáze střední opory končí odlepením paty. Následuje aktivní odraz, kdy dojde k pohybu dopředu, a pak dojde k pasivnímu odlepení, které končí zvednutím špičky od země. Švihová fáze obsahuje zahájení švihu, střední švih a ukončení švihu (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51).

Chůze je tedy opakující se sekvence pohybů dolních i horních končetin, která pomáhá tělu pohybu vpřed. Časové rozdělení stojné a švihové fáze je zhruba 60 % pro stojnou fázi

a 40 % pro švihovou, což samozřejmě souvisí s rychlostí chůze jedince (Perry a Burnfield, 1992, s. 3-5).

Pro popis chůze se používají v literatuře především anglické ekvivalenty, a tedy pro stojnou fázi (stance phase) je to: inicial contact, loading response, mid-stance, terminal stance a pre-swing a pro švihovou fázi (swing phase) je to: inicial swing, pre-swing a terminal swing.

### 1.2.3 Řízení chůze

- Neuroplasticita

Terapie chůze je založená na neuroplasticitě centrální nervové soustavy (CNS), do kontroly postury a lokomoce je zapojena CNS od motorického kortexu po bazální ganglia, mozkový kmen, střední mozek a míchu (Grasso, Zago a Lacquaniti, 2000). V rámci neuroplasticity se uplatňují různé mechanismy. Uvádí se tzv. vikariace, demaskování jednotlivých neuronálních okruhů, dlouhodobá potenciace, diaschisis a sprouting (Lippertová-Grünerová, 2009).

Mozek má schopnost přizpůsobit se i změnám, které jsou způsobeny traumatem, lézí, dochází k reorganizaci poškozené nervové tkáně. Změny se nacházejí nejen v místě samotné léze, ale dochází ke změnám celkové struktury CNS i v místech, která jsou s poškozenou oblastí CNS propojena funkčně, tzn., že jiné části mozkové kůry zastávající podobnou funkci jsou schopné převzít ztracenou funkci, a to alespoň částečně (Pekna, Pekny, Nilsson, 2012 in Krobot et al., 2017; Lippertová-Grünerová, 2009).

Neurony a neuronové spoje, které za normálních podmínek podléhají apoptóze, se demaskují a zapojují do nervové aktivity (Kalvach a kol., 2010). V rámci obnovení motorických funkcí dochází buď k aktivaci stejných svalových skupin pomocí náhradních mechanismů, nebo jsou využity jiné svalové skupiny k dosažení stejného cíle v rámci kompenzačních strategií (Pennycott et al., 2012, s. 2). Pokud dochází ke zlepšení funkcí pacienta, a tedy ke strukturálním a funkčním změnám v CNS i po několika měsících, nebo letech po atace, je vhodné v terapii stále pokračovat a poskytovat nové modifikované principy, které přispějí k dalšímu možnému progresu v rámci léčby. To také ukazuje na fakt, že obnova v CNS je velmi variabilní a striktně individuální (Page, Gater a Bach-y-Rita, 2004).

Schopnost neuroplasticity je podmíněna množstvím a podobou aferentních vstupů (Pekna, Pekny, Nilsson, 2012 in Krobot et al., 2017). Z konkrétních přístupů se v rehabilitaci využívá především:

- 1) Provádění konkrétní činnosti, což je aktivita, při které dochází k procesu neuroplasticity. Díky tomu nastává reorganizace kortexu, jsou podpořeny neuronální

spoje, které se uplatňují při výkonu pohybu a na druhou stranu jsou inhibovány spoje, které nejsou hojně využívány (Johansson, 2004 in Krobot et al., 2017; Lakhani et al., 2016 in Krobot et al., 2017).

- 2) Multisenzorická stimulace, která nabízí možnost velkého množství aferentních informací. Na základě stimulu vícero senzorických systémů zároveň je možné dosáhnout variabilnějších pohybů a dochází tak pravděpodobně k redukci ischemické léze a zlepšení nejen motorických ale i kognitivních funkcí (Janssen, 2010; Johansson, 2004 in Krobot et al., 2017; Lakhani et al., 2016 in Krobot et al., 2017).
- 3) Repetitivní trénink, ten je jedním z důležitých faktorů, při kterém dochází k optimalizaci nově vzniklých funkčních systémů. Při opakování dochází k lepšímu zapojení, a tak i k lepší funkci. Díky většímu počtu opakování je možné nově naučený pohyb provést rychleji a není nutný senzitivní feedback. Repetitivní trénink potencuje nejen funkční změny v synapsích a lepší synaptické přenosy, ale dochází tak i ke strukturálním změnám synaptických spojů. Dochází ke sproutingu neboli pučení axonů, které zůstaly zachovány (Lippertová-Grünerová, 2009; Krobot et al., 2017).

Neuroplasticita probíhá primárně v dětském období, ale i v dospělém věku stále dochází ke změnám v oblasti CNS. Zvláště právě při poškození CNS, například konkrétně po CMP, se dokonce neuroplasticita zvyšuje a dochází k tzv. jevu overplasticity. U CMP je možnost úpravy schopnosti dosáhnout samostatné chůze a dalších funkčních schopností zpravidla do 6 měsíců po atace, a největší pokrok je zaznamenán v rámci prvních tří měsíců, přičemž samozřejmě zásadní roli hraje časnost zahájení rehabilitace (Jørgensen et al., 1995; Pennycott et al., 2012, s. 1; Kalvach a kol., 2010; Van Peppen, 2004 in Pennycott et al., 2012, s. 3).

Je předpokladem, že výše zmíněné procesy reorganizace CNS jsou podmíněny používáním, což znamená, že je lze díky fyzioterapii a cílenému tréninku podpořit a následně zlepšit kvalitu motorických funkčních schopností jedince (Lippertová-Grünerová, 2009).

S farmakologickou léčbou přichází nové přístupy pro obnovení funkce po mrtvici stimulací neuroplasticity. Díky výzkumu na zvířatech je pravděpodobné, že v budoucnu bude léčba cílena i na možné farmakologické ovlivnění procesu rekonvalescence. U farmakologické léčby je třeba brát ohled na možnost negativních účinků u komorbidních pacientů, například diabetes mellitus (Pekna, Pekny, Nilsson, 2012).



- Centrální generátory vzorů pohybu

V podstatě každý terapeutický přístup rehabilitace chůze nabízí pacientovi proprioceptivní informace, což jsou senzory vstupující do centrálních generátorů vzorů pohybu (central pattern generators, CPG) (Duysens a Van de Crommert, 1998 in Mikula, 2008, s. 67). CPG je síť nervových buněk, které produkují konkrétní rytmický pohyb bez nutnosti vědomého úsilí či pomoci periferní aferentní zpětné vazby, což je vhodné využít v rámci terapie (Vařeka, Bednář a Vařeková, 2016, s. 170; Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016).

U hemiparetické chůze je tak možné obnovit pacemakerovou aktivitu lokomoce, tedy autonomně řízené CPG, souhrnu flekční a extenční odpovědi. Nastává tzv. fázový zvrát reflexů, kdy při iniciálním kontaktu nohy s podložkou dochází k extenční odezvě a při odrazu nohy od podložky dochází k flekční odezvě (Mayer, 2000 in Mikula, 2008, s. 67). Důležitou roli hraje také význam motorického učení (Vařeka, Bednář a Vařeková, 2016, s. 170; Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016).

Na stimulaci CPG se podílí i protažení měkkých tkání a taktilní dráždění kůže přes aferentní dráhy. V reakci na to jsou pak v mozku aktivovány eferentní dráhy. Část krokového cyklu je vytvářena přímo v míše (Mikula, 2008, s. 67). Díky terapii lokomoce se lepší i kvalita svalové koordinace při vykonávání pohybu (Mayer, 2000 in Mikula, 2008, s. 67).

Celý princip se tak opírá o řízení chůze na míšní úrovni, tedy na již zmíněných, centrálních generátorech vzorů pohybu. Zkřížený pohyb DKK a HKK při chůzi je uložen v míše. Během chůze dochází k rytmickému pohybu HKK bez vědomé kontroly, kontrola a zároveň koordinace s DKK pochází ze spinálních CPG okruhů. Konečný pohybový vzorec je dále ovlivněn supraspinálními a periferními vstupy (Zehr a Duysens, 2016, s. 349).

K udržení vzpřímené polohy těla během chůze jsou nutné specifické nervové mechanismy uložené v podkorových oblastech CNS. Zvýšená automatizace míchy je dána vlivem kortikospinální dráhy (Zehr et al., 2007, s. 224; Dietz, 2003, s. 1381; Kračmar, Chrástková a Bačáková, 2016).

I když krokování či jízda na kole vleže jsou podobné chůzi, velkým rozdílem je rozsah aktivace svalů v okolí ramenního kloubu a přímé mechanické spojení mezi HKK a DKK. Je vhodné, když je možné zajistit zároveň pohyb HKK, protože se má za to, že to má potenciální význam pro usnadnění zotavení a návratu lokomoce po prodělaném neurotraumatu. Aktivace koordinace svalů pletence ramenního by měla usnadnit obnovu aktivity svalů DKK. Nutné je však aktivní dostatečné úsilí jedince, aby mohlo dojít k procesu motorického učení a zotavení na základě neuroplasticity (Huang a Ferris, 2004; Zehr et al., 2007, s. 209).

### 1.2.4 Hemiparetická chůze

Hemiparetickou chůzi lze zpravidla charakterizovat asymetrickým vzorem chůze spojenou s kontralaterální slabostí, deficitem řízení motorické odpovědi, smyslovým deficitem či propioceptivní ztrátou cití. Z neurologického hlediska se pak jedná o složitý mechanismus zapojení mnoha center mozku i míchy, kdy důležitou je právě i zpětná vazba z proprioceptorů a exteroceptorů. U CMP můžeme pozorovat hemiparetickou chůzi, tzn., že chybí souhyby horní končetiny na postižené straně. V akutním a subakutním stádiu jsou přítomny primitivní vzorce pohybového ústrojí, které ovlivňují selektivní motorickou kontrolu, takže dochází ke změně načasování a intenzity svalové kontrakce na paretické DK oproti normálu. U HK dominuje synergie flexorů, zatímco u DK je možné pozorovat spíše extenzorový vzor (Sheffler a Chae, 2015).

Hlavním problémem pro hemiparetika je ztráta rovnovážných reakcí ve stejné fázi paretické DK. Dochází k porušení anteroposteriorní a laterolaterální stability (Mikula, 2008, s. 69). Dolní končetina je v extenzi v kyčelním kloubu (KYK) a pak je málo ohýbána v kolenním a hlezenním kloubu a noha se nachází v plantární flexi, vnitřní rotaci a addukci. Extenzorový vzorec má za důsledek tzv. relativní prodloužení DK na paretické straně ve srovnání s neparetickou DK, načež dochází ke kompenzaci, a to k sešikmení pánve kranialně na paretické straně a cirkumdukčnímu pohybu DK během chůze (Kolář, 2009, s. 50; Sheffler a Chae, 2015).

K nestabilitě DK se zpravidla přidává přítomnost spasticity m. triceps surae, proto není možný maximální rozsah pohybu do dorzální flexe. Mnohdy je přítomen klonus nohy, takže je ovlivněna stabilita kolena a celé DK. Příčinou může být inkoordinace svalů m. quadriceps femoris a m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Tato porucha svalové koordinace vede k ohrožení tzv. zámku kolenního kloubu (KOK) a postavení česky. Postižený tak nemůže uzamknout kolenní kloub, tudíž může dojít až k pádu jedince. Funkční zámek KOK je potřebný k jistotě při stejné fázi chůze (Mikula, 2008, s. 68).

Parametry krokového cyklu závisí na fyzické kondici jedince. Po CMP se zpravidla objevují změny v časoprostorových parametrech krokového cyklu. Z prostorových parametrů je to šířka kroku, délka kroku a délka dvojkroku, z časových parametrů se jedná o dobu trvání různých dílčích fází vyjádřenou v procentech, kadenci v počtu kroků za minutu a rychlosti chůze. U zdravých jedinců je trvání dílčích fází v krokovém cyklu symetrické pro levou a pravou stranu, u pacientů po CMP tomu tak není. Doba trvání stejné fáze a její procento cyklu

chůze u postižené dolní končetiny se ve srovnání se zdravým jedincem snižuje. Navíc je zkrácena i doba trvání opory na paretické DK ve srovnání se zdravou DK (Hsu, Tang a Jan, 2003, s. 1186; Pizzi et al., 2007, s. 171; Pradel et al., 2019, s. 3).

Rychlost chůze má vliv na ekonomiku chůze. Pro jednotlivce, jejichž nejrychlejší rychlost chůze je výrazně pod úrovní normální rychlosti chůze, což odpovídá 1,2 až 1,4 m/s, se jejich ekonomika chůze zlepšuje, když se rychlost chůze zvýší (Reisman, Rudolph a Farquhar, 2009, s. 532).

### **1.2.5 Terapie chůze**

Obnovení schopnosti chůze je nejčastěji uváděný cíl pro rehabilitanty po CMP, protože 1. týden po atace není schopno samostatně chodit až 63 % postižených a 50 % ani s dopomocí 2. osoby (Tilson et al., 2010, s. 197).

Různé strategie rehabilitace chůze jsou efektivnější než samotná rehabilitace chůze. Nácvik chůze může být trénován různými přístupy, přičemž manuální terapie může být doplněna o přístrojovou rehabilitaci jako motomed či rotoped (Belda-Lois et al., 2011, s. 4; Mikula, 2008, s. 69).

Neoddělitelnou součástí terapie chůze je nacvičování pohybů v jednotlivých kloubech DK. S pacienty se provádí facilitace pohybu. Extenze KOK se facilituje například pomocí poklepu na m. quadriceps femoris nebo aktivním posilováním proti odporu. Důležité je střídát jednotlivé možnosti facilitace a vhodně je volit pro konkrétní svalové skupiny a jednotlivé pacienty. Používá se pasivní protahování svalů, trakce, opakované kontrakce, zvrát agonistů či rytmická stabilizace z konceptu PNF. Nutné je dosáhnout izolovaných pohybů nohy bez závislosti na zaujatou polohu v KOK a KYK DK. Dále je dobré zapojit chůzi v různém terénu i po schodech (Mikula, 2008, s. 70).

Při chůzi však nejde pouze o pohyb dolních končetin, ale nutné je i aktivní zapojení trupu, jeho dynamické zpevnění a stabilita, na což je důležité při terapii chůze myslet (Vařeka, Bednář a Vařeková, 2016, s. 172).

Trénink chůze lze obohatit také o možnost virtuální reality (VR). Systematické review s meta-analýzou od Rodrigues-Baroni et al. zkoumala účinnost využití tréninku chůze s virtuální realitou u pacientů po CMP. Tento přehled poskytuje důkazy, že pokud je trénink založený na VR, je účinný, co se týče zvýšení rychlosti chůze. Zvýšení rychlosti chůze je pro pacienty velmi důležitou hodnotou, protože je s ní spojeno zlepšení sociálních vztahů a kvality života (Alzahrani, Dean a Ada, 2011, s. 46). Jedná se samozřejmě o jednu z možností terapie

a musí se individuálně zvolit, zdali je pro pacienta vhodná. VR pak může být spojena například s terapií chůze na páse, která také podporuje zvýšení rychlosti chůze u pacientů po CMP a může být vhodnou kombinací pro efektivní léčbu (Polese et al., 2013; Rodrigues-Baroni et al., 2014).

To potvrzuje studie, při které díky rehabilitaci chůze na chodícím páse pacienti dosáhli staticky významného zlepšení jednotlivých parametrů, a to v rychlosti, výdrž a pohyblivosti. Staticky významný rozdíl byl zaznamenán mezi skupinou, která trénink chůze absolvovala v prostředí virtuální reality v parametrech chůze rychlost a výdrž, oproti skupině, která trénovala chůzi bez využití virtuální reality. Nicméně tento rozdíl byl pouze na nízké hladině významnosti (Družbicki et al., 2018, s. 5-6).

### **1.2.6 Chůze na chodícím páse**

Chůze na chodícím páse není stejná jako chůze ve volném terénu, například po chodbě. Konkrétně délka kontaktu je kratší a kadence je vyšší pro určitou rychlost chůze (White et al. 1998, Alton et al., 1998 in Kirtley, 2006, s. 82). Na chodícím páse je možné provádět přístrojovou analýzu chůze a následně je umožněna i samotná terapie, kterou pak lze přesně upravit s ohledem na konkrétní deficit daného jedince. Na rozdíl od obvyklé terapie chůze dochází k facilitaci chůze ve vertikální poloze, což je pro pacienta výhodné (Kolářová, 2014, s. 35).

Terapie chůze na páse ve vertikální poloze pacienta má obrovský význam a podstatně zjednodušuje nácvik vzpřímené lokomoce. Dochází k efektivnějšímu využití neuroplasticity CNS a ke stabilizaci funkce vegetativního nervového systému. Díky aktivnímu pohybu nastává snížení svalových spazmů. V rámci terapie je také podpořena prevence ortostatických obtíží a prevence kloubní rigidity, zkrácených svalů a vzniku kontraktur. Mezi další neopomenutelné výhody dynamické terapie chůze je regulace funkce trávicího a vyučovacího systému. Také dochází k prokrvení DKK, což s sebou nese své antitrombotické a antiedematózní účinky (Mikula, 2008, s. 68).

Celkově používání tréninku chůze na chodícím páse nezvyšuje šanci na chůzi samostatně ve srovnání s jinými fyzioterapeutickými intervencemi, ale je však možné říci, že použití pásu v rehabilitaci chůze u jedinců po CMP značně zvyšuje rychlost jejich chůze a vytrvalost, jak uvádí Mehrholz, Thomas a Elsner v Cochrane Systematic Review. Přičemž se zdá, že častější trénink (například pětkrát týdně) má na tyto parametry ještě větší vliv (Mehrholz, Thomas a Elsner, 2017, s. 7).

Vysoký počet opakování krokového cyklu během tréninku chůze na chodícím páse podporuje možnost automatizace pohybu a má pozitivní vliv na jeho koordinaci. Trénink chůze na páse může být zahájen již v počátečním stádiu terapie, a to i díky možnosti využití závěsného systému. Může tak pomoci zlepšit krokové parametry, co se týče délky a symetrie kroku a zefektivnit tak rytmus krokového cyklu (Measuring results step by step – zebris motion analysis, 2018).

Toto ukazuje také studie, kde se zkoumaná skupina pacientů zlepšila v parametrech chůze díky terapii na chodícím páse. Došlo ke zlepšení v rychlosti chůze a symetrii kroku (Ribeiro et al., 2017, s. 531-532).

### **1.3 Systém Zebris**

Systém Zebris zahrnuje plantografickou plošinu s bradly, monitor a počítač. Systém byl vyroben německou firmou Zebris Medical GmbH a je využíván k analýze i terapii chůze v rámci neurologických, ortopedických a dalších diagnóz. Analýza chůze díky tomuto systému může proběhnout jednoduše a rychle (Learning to walk again, 2018; Segel, 2012, s. 180-181).

Součástí pohyblivého pásu jsou tlakové senzory, díky kterým je možné zaznamenat rozložení tlaků na plošinu a na základě toho může být provedeno přesné měření. Je tedy možné zpracovat tlakovou analýzu chůze. Velikost plošiny je 150 x 50 cm, přičemž tlakových senzorů se zde nachází více než 5 300. Chodící pás může díky elektrickému pohonu dosáhnout rychlosti až 10 km/hod a zrychlení 0,1 km/hod (Kolářová, 2014, s. 38; Segel, 2012, s. 180).

V rámci chůze na páse je snímán otisk chodidel od počátečního kontaktu po odlepení chodidla od pásu. Systém automaticky, díky vyvinutému softwaru, dokumentuje průběh chůze a výsledek není díky technologii zkreslen pohybem pásu. Analyzovat chůzi lze přímo v databázi díky videozáznamu, který si lze přehrát společně se záznamem přenosu tlakových sil při chůzi na páse, popřípadě lze vytvořit report shrnující všechna data pomocí grafů a tabulek (Segel, 2013; Zebris FDM, 2017).

Report kinetiky chůze obsahuje kompletní časoprostorové parametry analýzy chůze s časováním a vyznačením (a)symetrie. Pro snazší analýzu porovnání jsou data zpracována pomocí grafického a číselného vyjádření. Dále jsou zaznamenány údaje o středu tlaku a centre of pressure (CoP) v rámci celého krokového cyklu. Následující část ukazuje shrnutí každého jednotlivého kroku a průměr maximálních tlakových grafů s překrytými liniemi chůze. Parametry jsou rozděleny pro LDK a PDK, zprůměrované a normalizované na 100 % krokového cyklu. Navíc pomocí barevného rozlišení v jednotlivých krocích v reportu

lze jednoduše sledovat přenos tlaku na ploskách obou DKK. Oblasti vrcholového tlaku jsou znázorněny červeně, naopak světleji jsou zobrazeny oblasti, které by mohly být využity k vyvážení a efektivnější distribuci tlaku na plosce (Segel, 2013; Zebris FDM, 2017; Kolářová, 2014, s. 41).

Základní (a)symetrie chůze je nejlépe pozorována v částech Separate Foot Prints, kde je právě možné vidět rozložení tlaků díky barevnému rozlišení v rámci jednotlivých krokových cyklů a v části CoP Analysis, kde jsou zobrazeny linie na ploskách LDK a PDK spolu s celkovým motýlím grafem CoP. To, jak přesně dochází k překrytí linií ukazuje na schopnost jedince držet rovnováhu a stabilitu (Segel, 2013; Zebris FDM, 2017).

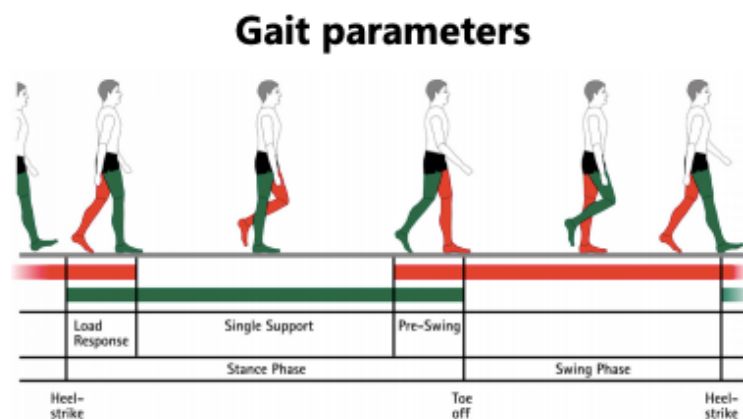
Během terapie chůze může být využito virtuálního feedbacku díky monitoru, který je součástí systému a je umístěn ve výšce očí před pacientem. Pacient tak může sám během terapie sledovat a kontrolovat odval vlastní nohy v reálném čase. Zároveň terapeut může velmi snadno a efektivně vstoupit do terapie jak slovně, tak i manuální korekcí postury, či samotného odvalu plosky nohy. Terapie na páse umožňuje pacientům bezpečnou a efektivní terapii chůze skrze funkční a kognitivní výzvy, které mohou být individuálně upraveny dle potřeb daného jedince. Je umožněn vysoký počet opakování krokového cyklu, přičemž dochází k automatické motorické sekvenci kroků (Segel, 2013; Zebris FDM, 2017; Learning to walk again, 2018).

Díky systému jsou během měření zaznamenávány jednotlivé parametry rozložení zatížení plosky během krokového cyklu. U zdravé nohy, kterou lze normálně zatížit plnou vahou jedince, je tzv. „ideální“ rozložení zátěže pod nohou během krokového cyklu znázorněno polokulovitým rozložením zátěže pod patou, dotykem celé nohy s výjimkou oblasti středního podélného oblouku a rovnoměrného rozložení zátěže v přední části chodidla (maximální zatížení se může v přední části nohy nacházet v oblasti báze I. metatarzu nebo ve středu přední části chodidla) (Zebris FDM, 2017).

Dále by při chůzi u zdravého člověka za ideálních podmínek měl přenos váhy při odvíjení chodidla při dotyku se zemí probíhat v pořadí pata (zadonoží), středonoží, laterální část předonoží, střední část předonoží a mediální část předonoží, respektive báze I. a/nebo II. / III. metatarzu. Maximální zatížení by při správném provedení nemělo přesáhnout 40 N/cm<sup>2</sup> pod patou a 55 N/cm<sup>2</sup> pod předonožím a všechny prsty by se měly uplatnit v přenosu síly vyvíjené na nohu (Zebris FDM, 2017).

### 1.3.1 Parametry chůze v reportu

- Geometrie
  - Úhel chodidla udává velikost úhlu ve stupních. Jedná se o úhel, který je mezi osou plosky a směrem pohybu.
  - Délka kroku [cm] se určuje z fáze dvojí opory a jedná se o vzdálenost kontaktu paty jedné DK po kontakt paty druhé DK (viz obrázek 1, s. 31).
  - Délka dvojkroku [cm] je vzdálenost pat po sobě navazujících kontaktů stejné DK.
  - Šířka kroku [cm] určuje vzdálenost mezi chodidly, zpravidla měřeno od středů pat obou DK (Neumannová et al., 2015).



Obrázek 1 Fáze krokového cyklu (Zebris FDM, 2017)

Délka kroku, dvojkroku a rychlost chůze patří mezi nejčastěji studované kinematické parametry chůze (Hamill, Knutzen a Derrick, 2015).

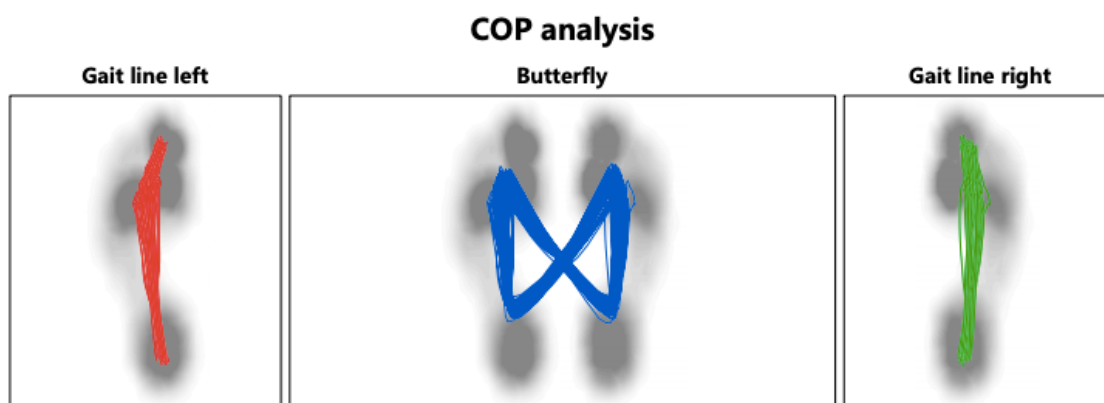
- Časování

Rytmus chůze neboli čas kroku a čas dvojkroku, kadence a rychlost jsou časové parametry chůze. Kadence udává počet kroků, popř. dvojkroků za konkrétní časovou jednotku, nejčastěji využíváno za minutu, tzn. rychlost kroku je počet kroků/1minuta. Rychlost chůze je výsledkem vztahu mezi rychlostí dvojkroku a délkou dvojkroku, přičemž rychlost chůze odpovídá vzorečku rychlost dvojkroku \* délka dvojkroku. Rychlost chůze lze tedy zvýšit zvětšením délky dvojkroku, popř. zvýšením rychlosti dvojkroku, popř. oběma způsoby zároveň. Rychlost chůze je v reportu uváděna v km/h (Hamill, Knutzen a Derrick, 2015; Zebris FDM, 2017).

- CoP analýza a Butterfly parametry

Centre of Pressure se během normální chůze posouvá od laterálního okraje paty při počátečním kontaktu podél chodidla k palci. CoP je průměrem veškerého tlaku vyvíjeného na chodidlo. Takže pokud noha směřuje více do pronace, CoP se bude posouvat mediálně, naopak při zvýšené supinaci se bude posouvat směrem k laterálnímu okraji chodidla (Kirtley, 2006, s. 91).

Butterfly diagram neboli motýlí diagram (viz obrázek 2, s. 32) zachycuje změny ve velikosti a orientaci reakční síly podložky během krokového cyklu. Diagram také ukazuje, že dopředná síla CoP není konstantní, má tendenci zpomalit, či přetrvat přes nárt a metatarsofalangeální klouby (Kirtley, 2006, s. 91). Barevné značení ukazuje úroveň rychlosti (červená = rychlá, zelená = střední rychlost, modrá = pomalá). Při provádění fáze dvojí opory a přenosu zatížení DKK se díky jednotlivým bodům vytváří individuální a/symetrický motýlí diagram (Zebris FDM, 2017).



Obrázek 2 COP analysis - Butterfly diagram (Zebris FDM, 2017)

- Parametry síly a tlaku

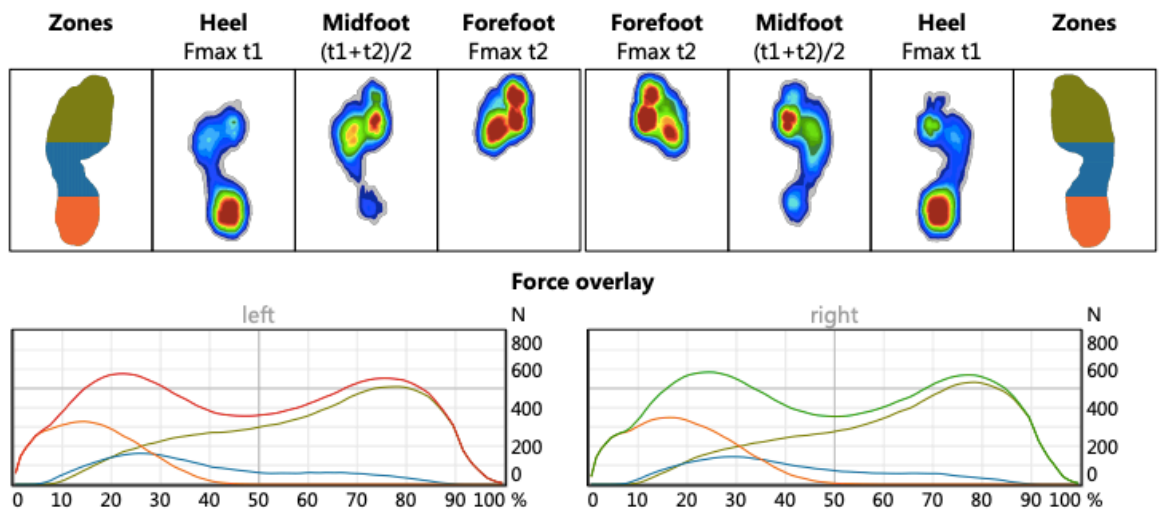
Během normální chůze se mění reakční síla podložky podle toho, jak probíhá cyklus chůze, křivka síly a času by tedy měla ukazovat průběh ve tvaru M (záda velblouda) (Kirtley, 2006, s. 83; Zebris FDM, 2017).

- Analýza 3 zón nohy

V reportu chůze je také znázorněna analýza 3 částí nohy. Plocha zatížení levé a pravé plosky zvláště je rozdělena na předonoží, středonoží a zadonoží a rozlišena pomocí barev (viz obrázek 3, s. 33). Křivka síly barevně koresponduje s jednotlivými částmi nohy. Maximální tlak celé plosky je znázorněn pomocí 3 časů. Čas, po který dochází k maximální síle zadonoží (paty), středonoží a předonoží. Dále jsou parametry zobrazeny v tabulce (viz obrázek 4, s. 34).

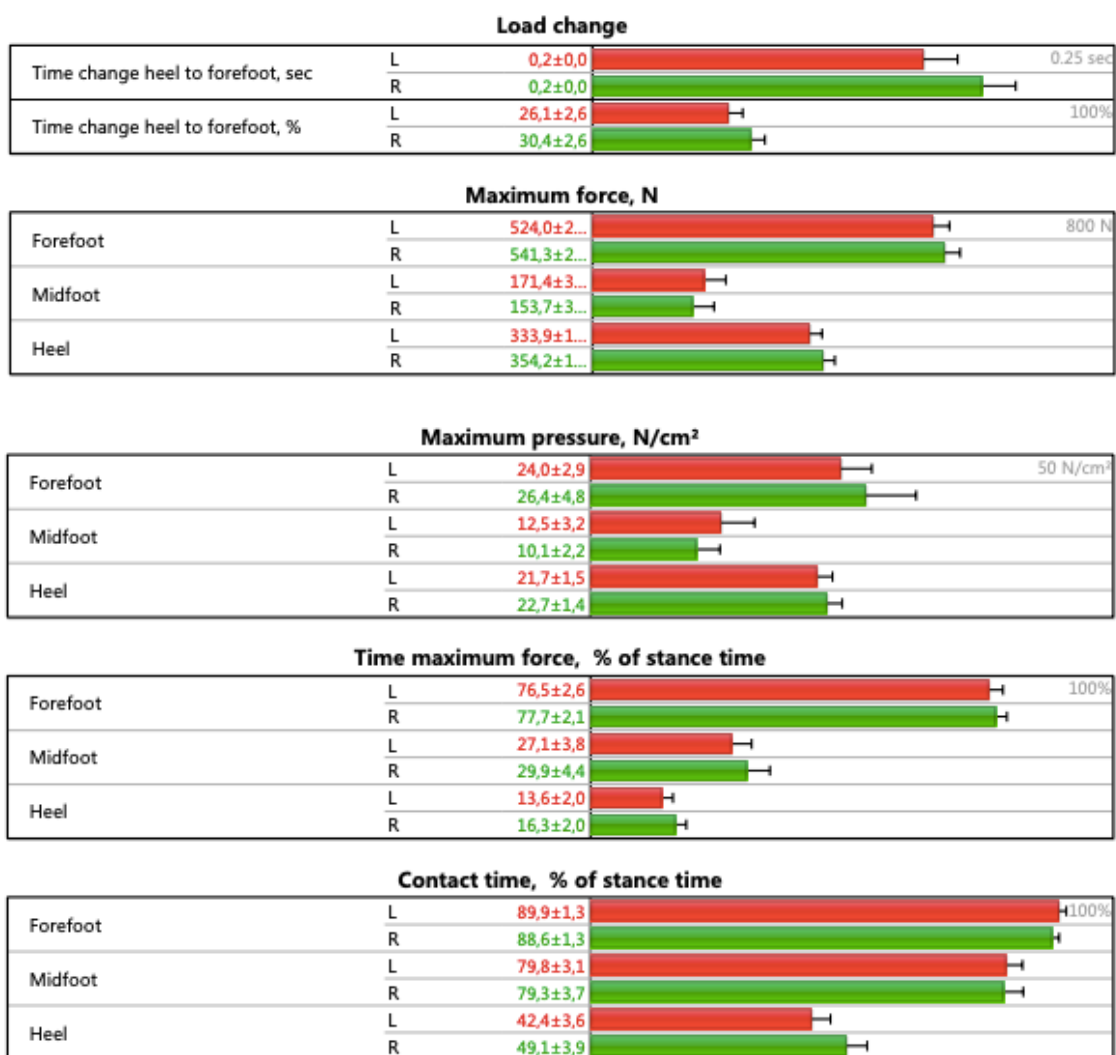


### Three foot zone analysis



Obrázek 3 Analýza 3 částí nohy (Zebris FDM, 2017)

- Změna zatížení [sec], [%] udává absolutní změnu zatížení od zadonoží po předonoží během stejné fáze.
- Maximální síla [N] ukazuje maximální hodnoty síly dosažené v jednotlivých 3 částech plosky.
- Maximální tlak [N/cm<sup>2</sup>] ukazuje maximální hodnoty tlaku dosažené v jednotlivých 3 částech plosky.
- Čas, po který je vyvinuta maximální síla [% času stejné fáze] během krokového cyklu a maximální hodnoty jsou rozděleny pro jednotlivé 3 části plosky.
- Celkový čas kontaktu plosky s podložkou [% času stejné fáze] udává průměrný čas kontaktu jednotlivých částí plosky.



Obrázek 4 Tabulka parametrů 3 částí nohy (Zebris FDM, 2017)

## 1.4 Testy chůze

Testy chůze jsou vhodnou pomůckou pro analýzu krokového cyklu. Uplatňují se v rámci diagnostiky, vyšetření a pozorování efektu zvolené terapie za určitou časovou jednotku. Na základě výsledků lze pro pacienta navrhnout možnost využití kompenzační pomůcky, která by mu mohla usnadnit chůzi a případně i zmírnit riziko pádu. Testy musí být efektivní, tudíž být snadno a rychle proveditelné a musí být zajištěny určité parametry jako je validita, reliabilita a objektivita (Kirtley, 2006, s. 89).

### 1.4.1 Functional Ambulation Category

Funkční klasifikace chůze známá pod anglickým názvem Functional Ambulation Category (FAC) je užívána pro hodnocení chůze. Tuto stupnici popsal Holden a spol. roku 1984. FAC rozlišuje 6 úrovní: stupeň 1 – 6 (viz tabulka 1, s. 35) chůze podle toho, jaká je nutná fyzická podpora či asistence nebo dohled při chůzi probanda. Jedná se o rychlé hodnocení aspektů, délka testu je kratší než 1 minuta. Výhodou je efektivnost, nenáročnost provedení a snadná interpretace. Testování je prováděno na chodbě, minimálně 15 metrů dlouhé, případně na schodech. FAC skóre koreluje s rychlostí chůze a délkou kroku. Využívá se u všech diagnóz, u kterých dochází ke změně chůze, nejčastěji se jedná o neurologické pacienty (CMP, Parkinsonova nemoc) a o geriatrické pacienty, kde je vysoké riziko pádu (Bastlová et al., 2015, s. 24; Mehrholz et al., 2007, s. 7).

Při testu se hodnotí chůze na vzdálenost minimálně 3 metry, do hodnocení se nezahrnuje vertikalizace vyšetřovaného. Vyhodnocení ukazuje na progres terapie, a tedy na případné zlepšení v samostatné chůzi u jedince (Bastlová et al., 2015, s. 24).

Byla prokázána dobrá reliabilita při testování pacientů po iktu v akutním stádiu (Mehrholz et al., 2007, s. 7).

Tabulka 1 Funkční klasifikace chůze (Bastlová et al., 2015)

Stupeň	Popis chůze	Definice
1	Úplná závislost	Neschopnost chůze v prostoru
		Chůze pouze s pevnou oporou (v bradlech)
		Vyžaduje asistenci více než 1 osoby nebo zcela imobilní pacient
2	Závislost na fyzické asistenci II	Vyžaduje manuální kontakt 1 osoby na rovném povrchu
		Manuální kontakt je souvislý a nezbytný pro podporu tělesné hmotnosti a udržení rovnováhy
3	Závislost na fyzické asistenci I	Vyžaduje manuální kontakt 1 osoby na rovném povrchu
		Lehký manuální kontakt, souvislý nebo přerušovaný
4	Supervize	Chůze po rovném povrchu bez manuálního kontaktu jiné osoby
		Vyžaduje dohled 1 osoby
5	Nezávislost, rovný povrch	Pacient, který zvládá sám chůzi po rovném povrchu
		Asistenci nebo supervizi vyžaduje na nerovném povrchu (schody, terén)
6	Nezávislost, nerovný povrch	Pacient schopen samostatné chůze i na nerovném povrchu (schody, terén)

### 1.4.2 10 Meter Walk Test

Test 10 Meter Walk Test (10MWT) zkoumá rychlostní parametry chůze v úseku 10 m. Při měření je testován střední úsek, tedy 6 m, takže není výsledek nijak ovlivněn, protože není zahrnuto ani počáteční zrychlení (2 m) ani zpomalení na konci úseku (2 m). Měření probíhá třikrát v pohodlném individuálním tempu pro vyšetřovaného jedince a následně se

z naměřených hodnot počítá průměrná hodnota. Poté se testování opět opakuje třikrát pro nejrychlejší možnou ale stále bezpečnou rychlost chůze probanda (Bastlová et al., 2015, s. 21).

Délka trvání měření je menší než 5 minut. K provedení testu je nutná příprava předem, protože je potřeba vyměřit vzdálenost pomocí metru a označit body na podlaze například barevnou lepicí páskou ke snadné orientaci a jednoduché možnosti provedení měření. Při samotném měření se k zaznamenání času používají stopky (Bastlová et al., 2015, s. 21).

Test je možné aplikovat pro širokou škálu diagnóz. Kromě pacientů po CMP se využívá u dalších neurologických onemocnění jako je Alzheimerova nemoc, nádory CNS, neuromuskulární onemocnění u dětí, u Parkinsonovy nemoci nebo roztroušené sklerózy ale i u ortopedických diagnóz jako jsou zlomeniny femuru, amputace DK nebo po traumatických poraněních mozku a u vestibulárních poruch (Bastlová et al., 2015, s. 21).

Provedení testu:

- 1) seznámit pacienta s průběhem celého testování,
- 2) vyzvat pacienta, aby v pohodlném tempu ušel vyznačenou vzdálenost 10 metrů,
- 3) začít měřit 6 m dlouhý úsek v momentě, kdy se pacientova špička dotkne značky po prvních 2 vyznačených metrech,
- 4) ukončit 1. měření, jakmile pacient došlápne na značku ukazující 8 m,
- 5) testování ještě dvakrát zopakovat,
- 6) vypočítat průměr z těchto 3 pokusů,
- 7) vyzvat pacienta, aby úsek 10 m prošel znovu v co nejrychlejším tempu, ale stále bezpečně,
- 8) v nejrychlejším tempu měření zopakovat třikrát,
- 9) vypočítat průměr z těchto 3 pokusů o nejrychlejší chůzi (Bastlová et al., 2015, s. 21).

Pro vyhodnocení tohoto testu neexistují normativní data. Zkoumá se spíše efekt prováděné rehabilitace u konkrétního jedince před a po samotné terapii. Validita tohoto testu je výborná a reliabilita byla také prokázána (Bastlová et al., 2015, s. 22). Například u pacientů po CMP je možné se odkázat na studie od Collen et al., kde byl mezi testy chůze zařazen právě i 10MWT. Všechny testy byly prováděny 3 různými terapeuti, čímž byla potvrzena spolehlivost testování (Collen, Wade a Bradshaw, 2009, s. 6–9). Ve studii od Lexell et al. byl mimo jiné zařazen test TUG, kdy byly studovány rozdíly mezi jednotlivými výsledky měření

a byl učiněn závěr, že tento test je velmi spolehlivý a lze jej doporučit k hodnocení chůze u pacientů po CMP (Lexell et al., 2005, s. 81).

### **1.4.3 Timed Up and Go test**

Test Timed Up and Go (TUG) hodnotí schopnost mobility, rovnováhy a potencionální riziko pádu u seniorů nebo osob s neurologickými diagnózami jako je právě CMP nebo Parkinsonova choroba, u jedinců s vestibulární poruchou či u spinálních pacientů a dalších. Je potřeba, aby testovaný jedinec zvládl test absolvovat samostatně bez jakékoliv fyzické asistence. Pokud však k pohybu používá kompenzační pomůcky, může je využít i v rámci testování, informace však musí být zaznamenány jako poznámky k výsledkům. Test probíhá méně než 3 minuty, což je jednou z jeho výhod (Bastlová et al., 2015, s. 23).

Vhodná je opět příprava předem, a to především odměření požadované vzdálenosti a označení viditelně například lepicí páskou na podlaze a také zajištění pevné židle s podpěrkami.

Provedení testu:

- 1) seznámit testovaného s průběhem měření,
- 2) nechat posadit probanda na židli a instruovat ho tak, aby se zády opřel o opěradlo,
- 3) na vzdálenost 3 m umístit předmět, který musí pacient obejít,
- 4) po výzvě se pacient zvedá a je vyzván, aby obešel umístěný předmět a znovu se posadil na židli jako na začátku,
- 5) čas se měří od pokynu terapeuta pacientovi po dosednutí pacienta zpět na židli,
- 6) pacient je instruován, aby stejný úkon provedl ještě dvakrát,
- 7) poté je vypočítána průměrná hodnota z těchto 3 měření (Bastlová et al., 2015, s. 23).

Z vyhodnocení testu vyplývá, že pokud doba trvání překračuje 12 vteřin, vyskytuje se u jedince vysoké riziko možnosti pádu. Je prokázána validita i reliabilita testu (Bastlová et al., 2015, s. 23).

## 2 Cíle výzkumu

Cílem této diplomové práce je zhodnocení parametrů chůze pacientů po cévní mozkové příhodě, k porovnání jsou použity parametry chůze na základě reportu vstupního a výstupního měření v systému Zebris jednotlivých probandů a výsledky chůzových testů 10MWT a TUG.

Vzhledem k cíli práce bylo určeno 5 nulových a k nim 5 alternativních hypotéz.

H<sub>01</sub>: Parametry trvání stojné a švihové fáze ze vstupního měření se neliší od parametrů trvání stojné a švihové fáze z výstupního měření.

H<sub>A1</sub>: Parametry trvání stojné a švihové fáze ze vstupního měření se liší od parametrů trvání stojné a švihové fáze z výstupního měření.

H<sub>02</sub>: Parametry maximálního tlakového působení předonoží, středonoží a paty ze vstupního měření se neliší od parametrů maximálního tlakového působení předonoží, středonoží a paty z výstupního měření.

H<sub>A2</sub>: Parametry maximálního tlakového působení předonoží, středonoží a paty ze vstupního měření se liší od parametrů maximálního tlakového působení předonoží, středonoží a paty z výstupního měření.

H<sub>03</sub>: Procentuální vyjádření času stojné fáze, po který dochází k maximálnímu silovému působení během krokového cyklu pro předonoží, středonoží a patu ze vstupního měření, se neliší od procentuálního vyjádření času stojné fáze, po který dochází k maximálnímu silovému působení během krokového cyklu pro předonoží, středonoží a patu z výstupního měření.

H<sub>A3</sub>: Procentuální vyjádření času stojné fáze, po který dochází k maximálnímu silovému působení během krokového cyklu pro předonoží, středonoží a patu ze vstupního měření, se liší od procentuálního vyjádření času stojné fáze, po který dochází k maximálnímu silovému působení během krokového cyklu pro předonoží, středonoží a patu z výstupního měření.

H<sub>04</sub>: Neexistuje rozdíl v rychlosti chůze mezi vstupním a výstupním měřením při chůzovém testu 10MWT.

H<sub>A4</sub>: Existuje rozdíl v rychlosti chůze mezi vstupním a výstupním měřením při chůzovém testu 10MWT.

H<sub>05</sub>: Neexistuje rozdíl ve výsledku z chůzového testu TUG ze vstupního a výstupního měření.

H<sub>A5</sub>: Existuje rozdíl ve výsledku z chůzového testu TUG ze vstupního a výstupního měření.

## 3 Metodika výzkumu

### 3.1 Charakteristika výzkumné skupiny probandů

Do studie bylo zařazeno celkem 13 probandů. Z důvodu nemožnosti provedení všech výstupních měření muselo být z experimentu 5 pacientů vyřazeno. Všechna požadovaná kritéria nakonec splnilo 8 pacientů (7 mužů a 1 žena), (viz tabulka 2, s. 40).

Jednalo se o pacienty po první atace ischemické cévní mozkové příhody (ICMP), přičemž povodí léze bylo nejčastěji lokalizováno v a. cerebri media (ACM) a dále ve vertebrobazilárním (VB) povodí a bazálních gangliích (BG). Probandi v rámci rehabilitační léčby podstoupili standartní terapii ve Fakultní nemocnici Olomouc (FNOL) na rehabilitačním lůžkovém oddělení. Do jejich rehabilitačního plánu byla zařazena i terapie chůze na chodícím páse Zebris.

Pacienti byli muži i ženy bez rozdílu po první atace ICMP. Průměrný věk probandů byl  $66 \pm 13,4$  let, průměrná výška byla  $172 \pm 6,8$  cm a průměrná hmotnost byla  $78 \pm 3,9$  kg.

Hlavní podmínkou pro splnění kritérií tohoto měření byla schopnost samostatné chůze s pomůckou či bez, ale bez nutnosti doprovodu. Dále bylo potřeba, aby měl pacient zachované kognitivní funkce, tzn., aby byl schopen pochopit pravidla používání chodícího pásu a aby byl schopen plnit úkoly, které byly součástí terapie na chodícím páse. Z tohoto důvodu musely být zachovány i sensorické funkce jedince a v neposlední řadě byla nutná neporušená propriocepce. Probandi museli také splňovat postačující fyzický stav, aby zvládli podstoupit všechny testy. Minimální hranicí pro zařazení do studie byl výsledek testu Functional Ambulation Category stupeň 4. Nicméně někteří pacienti již při 1. měření dosáhli stupně 5.

V rámci samotného měření byli pacienti orientováni časem, místem i prostorem. Po seznámení s konkrétním průběhem samotného měření podepsali informovaný souhlas (viz Příloha 1, s. 83), na jehož základě byli zařazeni do studie.

Měření probíhalo od dubna 2019 do března 2020 v kineziologické laboratoři FNOL. První měření následovalo průměrně  $11,6 \pm 7,7$  dní po atace. Průměrná doba mezi 1. a 2. měřením byla  $10 \pm 4,1$  dní.

Měření pro tuto diplomovou práci schválila Etická komise.

Tabulka 2 Charakteristika probandů

Číslo probanda	Věk	Lokalizace	Postižená strana	Počet dní ataka – 1. měření	Počet dní 1. měření – 2. měření	FAC před
1	75	Bez nálezu	P	12	10	5
2	72	ACM	L	9	15	5
3	80	ACM	P	16	7	5
4	40	ACM	L	6	7	6
5	78	ACM	L	34	6	5
6	64	ACM	L	10	17	4
7	56	BG	L	9	11	5
8	62	VB	L	28	7	5

### 3.2 Popis výzkumu

Každý proband podstoupil 2 měření. Měření probíhalo na chodícím páse Zebris (viz Příloha 2, s. 85), který se nachází v kineziologické laboratoři FNOL. První, vstupní měření, bylo provedeno, jakmile pacient splňoval všechna kritéria pro zařazení do studie, tedy v různém časovém intervalu od přijetí k hospitalizaci. Druhé, výstupní měření, proběhlo vždy několik dní před propuštěním pacienta z rehabilitačního oddělení domů. Nicméně kritéria byla stanovena tak, aby mezi jednotlivými měřeními byla nejkratší doba minimálně 7 dní a nejdelší doba maximálně 20 dní. Pokud z jakéhokoliv důvodu nebylo možné, aby se vyšetřovaný zúčastnil obou měření, nebo by doba mezi měřeními nesplňovala stanovená kritéria, musel být ze studie vyřazen.

V rámci hospitalizace každý pacient podstoupil terapii, která byla obohacena o terapii chůze na chodícím páse Zebris. Každý absolvoval terapii na chodícím páse denně od pondělí do pátku.

Obě měření (vstupní i výstupní) a stejně tak měření u všech probandů probíhalo za stejných podmínek, tzn., že byly využívány stejné pomůcky ve stejném prostředí. Hodnocena byla chůze pomocí chůzových testů a chůze na chodícím páse Zebris.

Z testů chůze byly využity testy FAC, 10MWT a TUG test k porovnání efektu terapie. Na chodícím páse Zebris pacient absolvoval měření v ponožkách v rámci zachování hygienických podmínek. Rychlost pásu byla přizpůsobena probandovi tak, aby se cítil pohodlně a bezpečně. Poté byl měřen 60 vteřin dlouhý úsek v tomto pohodlném tempu pro probanda, během nichž byly naměřeny parametry chůze. Při měření byl vždy přítomen jeden terapeut,



který probanda po celou dobu vyšetření na páse jistil, a v případě jakéhokoliv zaváhání byl připraven měření ukončit.

### **3.3 Průběh měření**

Před prvním měřením bylo potřeba, aby byl proband nejprve poučen a obeznámen s tím, že měření bude probíhat dvakrát, dále bylo nutné jej seznámit s konkrétními specifiky měření a případnými riziky. Co se týče chodícího pásu, byla rizika minimalizována vzhledem k tomu, že rychlost pásu byla přizpůsobena preferované rychlosti probanda, a navíc se v případě rizika pádu mohl pacient chytit bradel, která se nachází podél pásu. Celé měření probíhalo v kineziologické laboratoři rehabilitačního oddělení FNOL. Po poučení a podepsání informovaného souhlasu byl pacient dotázán na základní informace ohledně věku, výšky a váhy. Dále byla zhodnocena chůze pomocí FAC stupnice. Vzhledem ke snadné unavitelnosti pacientů po CMP, jeden den probíhalo měření na chodícím páse Zebris a další den byly testovány klinické testy chůze.

Před začátkem měření chůze na páse bylo probandovi vysvětleno, jak pás funguje. Testování probíhalo v ponožkách pro zachování hygienických podmínek. V počítači byl v programu Zebris otevřen modul analýzy chůze Gait Analysis FDM-T a jakmile byl pás zkalibrován k měření, mohl na něj pacient nastoupit. Jeden terapeut byl přítomen u počítače, druhý terapeut byl stále s pacientem. Pomocí ovladače byl terapeutem spuštěn pás do pohybu. Dle individuálních možností jedince byla postupně upravena rychlost pásu tak, aby se pacient cítil bezpečně a tempo pro něj bylo pohodlné. Rychlost byla postupně zvyšována pomocí ovladače o 0,1 km/hod, přičemž rychlost pásu byla určena na základě pacientových subjektivních pocitů, protože pacienti nemají možnost vědomé kontroly rychlosti pohybu pásu.

Po ustálení rychlosti a adaptaci pacienta k chůzi na páse, což trvalo zpravidla pár minut, mohlo být zahájeno samotné měření stisknutím tlačítka „Record“ na počítači. Doba měření byla 1 minuta chůze na páse za stálé rychlosti. Pro měřený úsek byl vyšetřovaný poučen, aby směřoval pohled stále dopředu a vyhnul se nečekaným pohybům hlavy či HKK. Celý průběh měření byl také snímán dvěma videokamerami. Když bylo měření ukončeno, rychlost pásu byla opět pomalu postupně snižována až do úplného zastavení. V případě nutnosti mohlo být měření kdykoliv ukončeno kliknutím tlačítka „Stop“.

### **3.4 Metody měření**

Ke zhodnocení parametrů chůze byla využita data z reportu chůze, který poskytuje systém Zebris, dále budou použity výsledky standardizovaných chůzových testů 10MWT a TUG. Měření na páse i chůzové testy byly prováděny dvakrát a byly porovnávány výsledky ze vstupního a výstupního měření.

### **3.5 Metody zpracování dat**

Po naměření dat byl ze systému Zebris vygenerován Report se všemi parametry a stažen ve formátu pdf. Data byla poté ručně přepsána do programu Microsoft Office Excel, kam byly zaznamenány i hodnoty z chůzových testů.

Ke statistickému zpracování byly z reportu Zebris vybrány hodnoty pro procentuální parametry trvání stojné a švihové fáze, parametry maximálního tlaku předonoží, středonoží a paty a procentuální parametry vyjádření času stojné fáze, po který je vyvinuta maximální síla během krokového cyklu pro předonoží, středonoží a patu. Dále byly statisticky vyhodnoceny výsledky chůzových testů 10MWT a TUG. Jednalo se vždy o stejná data změřená při vstupním a výstupním vyšetření a jejich porovnání.

### **3.6 Metody statistického zhodnocení**

Data byla vyhodnocena pomocí programu Statistica a na základě stanovených hypotéz byly zpracovány výsledky efektu terapie. Pro vyhodnocení dat byl dle výsledků normality použit Wilcoxonův párový test, což je neparametrický test pro párová data.

## 4 Výsledky výzkumu

Výsledky z měření pro diplomovou práci jsou uvedeny v tabulkách a grafech. Hodnoty průměr, medián, minimální hodnota, maximální hodnota a směrodatná odchylka z popisné statistiky jsou vždy uvedeny zvlášť pro 1. a 2. měření. Data z 2. měření jsou v tabulkách zvýrazněna šedým podbarvením. Data byla změřena na chodícím páse Zebris a chůzovými testy a následně zpracována v programu Statistica. Červenou barvou jsou zvýrazněny p-hodnoty, které ukazují signifikantní výsledky měření.

### 4.1 Hypotéza parametrů dílčích fází krokového cyklu

$H_{01}$ : Parametry trvání stojné a švihové fáze ze vstupního měření se neliší od parametrů trvání stojné a švihové fáze z výstupního měření.

Hodnoty pro procentuální parametry fází krokového cyklu jsou uvedeny v tabulce 3 (viz tabulka 3, s. 43). V tabulce jsou data rozdělena zvlášť pro paretickou a neparetickou DK.

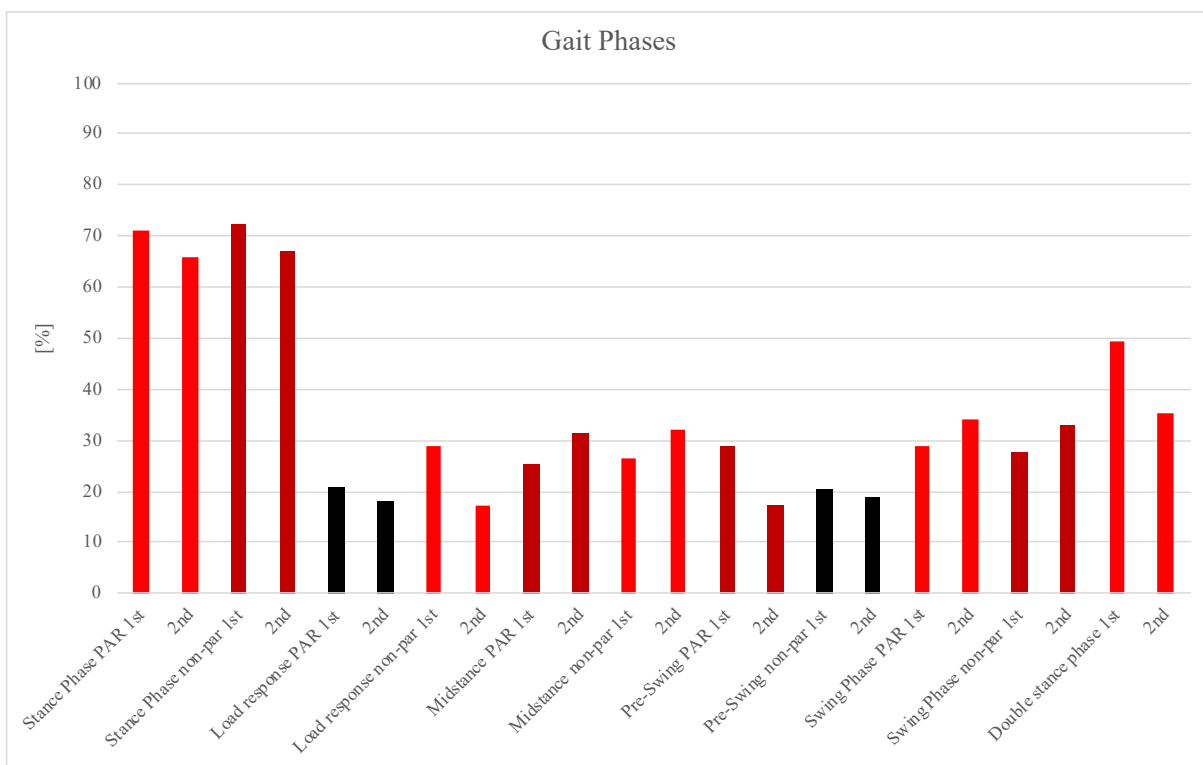
Pro platnost hypotézy byl využit Wilcoxonův test na hladině významnosti 0,05. Hypotézu  $H_{01}$  zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy  $H_{A1}$  pro parametry stojná fáze paretické i neparetické DK, stádium zatěžování pro neparetickou DK, mezistoj pro obě DKK, předšvihová fáze pro paretickou DK, švihová fáze pro obě DKK a pro součet fází dvojí opory na hladině významnosti 0,05. Nulovou hypotézu nelze zamítnout pro stádium zatěžování paretické DK a pro předšvihovou fázi neparetické DK.

Tabulka 3 Parametry krokového cyklu

Gait Phases [%]	1st measurement (n = 8)					2nd measurement (n = 8)					p-value
	Mean	Median	Minimum	Maximum	SD	Mean	Median	Minimum	Maximum	SD	
Stance Phase PAR	70,988	71,500	66,800	75,700	3,276	65,800	65,400	62,300	70,500	2,810	0,017
Stance Phase non-par	72,300	73,300	65,100	78,400	4,407	67,138	66,550	62,800	71,900	3,501	0,012
Load response PAR	20,638	22,200	7,000	29,300	6,743	18,150	17,250	14,200	24,900	3,748	0,161
Load response non-par	29,013	22,300	17,800	78,400	20,184	17,175	17,200	12,000	22,100	3,413	0,012
Midstance PAR	25,138	25,350	12,600	34,800	6,525	31,138	30,850	26,000	36,300	4,194	0,017
Midstance non-par	26,488	28,250	13,000	33,200	6,159	32,175	32,300	27,100	37,700	3,680	0,025
Pre-Swing PAR	28,713	22,300	17,800	75,900	19,309	17,175	17,300	12,000	22,100	3,497	0,012
Pre-Swing non-par	20,600	22,050	6,800	29,300	6,814	18,950	18,400	14,200	26,600	4,370	0,327
Swing Phase PAR	29,013	28,950	24,300	33,200	3,276	34,200	34,600	29,500	37,700	2,810	0,017
Swing Phase non-par	27,700	26,700	21,600	34,900	4,407	32,863	33,450	28,100	37,200	3,501	0,012
Double stance phase	49,488	47,050	36,400	83,900	14,904	35,125	35,000	26,100	42,500	6,473	0,012

Legenda: Gait Phases – Fáze krokového cyklu; Stance Phase – Stojná fáze; Load response – Stádium zatěžování; Midstance – Mezistoj; Pre-Swing – Předšvihová fáze; Swing Phase – Švihová fáze; Double stance phase – Součet fází dvojí opory (Load response a Pre-Swing); PAR – paretická DK, non-par – neparetická DK; 1st measurement – 1. měření; 2nd measurement – 2. měření; mean – průměr; median – medián; SD (standard deviation) – směrodatná odchylka; p-value – p-hodnota

Pro jednoduchou orientaci slouží obrázek 5 (viz obrázek 5, s. 44), kde jsou znázorněny průměrné hodnoty z 1. a 2. měření pro jednotlivé fáze krokového cyklu, a to zvlášť pro paretickou a neparetickou DK. Červeně jsou vyznačeny krokové fáze se signifikantními výsledky p-hodnoty.



Obrázek 5 Výsledky porovnání jednotlivých fází krokového cyklu

Legenda: Gait Phases – Fáze krokového cyklu; Stance Phase – Stojná fáze; Load response – Stádium zatěžování; Midstance – Mezistoj; Pre-Swing – Předšvihová fáze; Swing Phase – Švihová fáze; Double stance phase – Součet fází dvojí opory (Load response a Pre-Swing); PAR – paretická DK, non-par – neparetická DK; 1st – 1. měření; 2nd – 2. měření

## 4.2 Hypotéza parametrů maximálního tlakového působení 3 částí nohy

$H_{02}$ : Parametry maximálního tlakového působení předonoží, středonoží a pata ze vstupního měření se neliší od parametrů maximálního tlakového působení předonoží, středonoží a pata z výstupního měření.

Hodnoty základní popisné statistiky pro parametry maximálního tlaku předonoží, středonoží a paty jsou uvedeny v tabulce 4 (viz tabulka 4, s. 45). V tabulce jsou data rozdělena zvlášť pro paretickou a neparetickou DK.

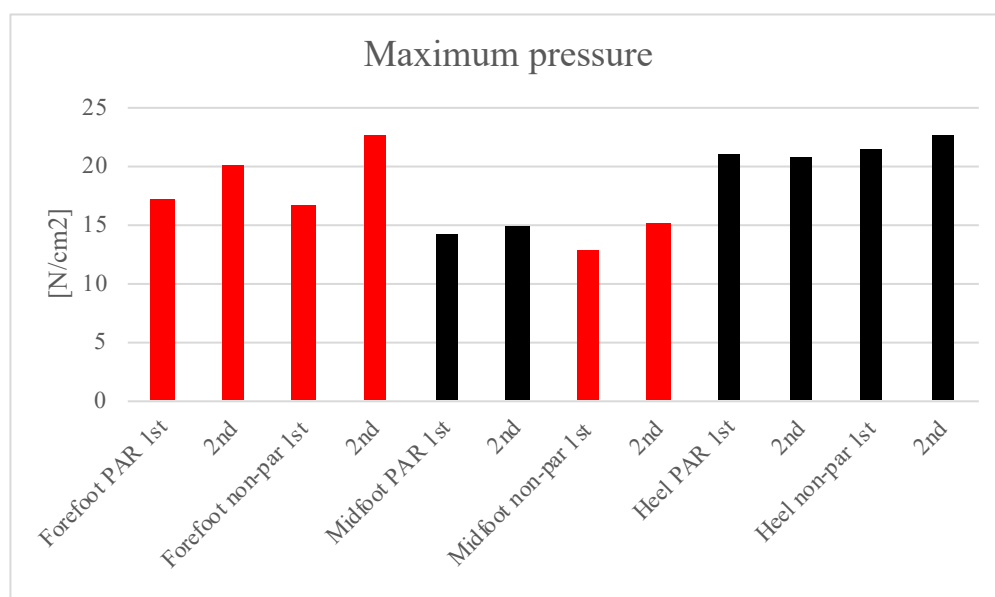
Pro platnost hypotézy byl využit Wilcoxonův test na hladině významnosti 0,05. Hypotézu  $H_{02}$  zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy  $H_{A2}$  pro parametry předonoží

paretické i neparetické DK a pro středonoží neparetické DK na hladině významnosti 0,05. Nulovou hypotézu nelze zamítnout pro středonoží paretické DK a pro patu obou DKK. Pro názornost jsou průměrná data uvedena graficky na obrázku 6 (viz obrázek 6, s. 45). Červeně jsou vyznačeny hodnoty se signifikantními výsledky p-hodnoty.

Tabulka 4 Maximální tlakové působení 3 částí nohy

Maximum pressure [N/cm <sup>2</sup> ]	1st measurement (n = 8)					2nd measurement (n = 8)					p-value
	Mean	Median	Minimum	Maximum	SD	Mean	Median	Minimum	Maximum	SD	
Forefoot PAR	17,075	16,100	7,100	26,300	6,220	20,175	18,950	12,700	33,200	6,604	0,050
Forefoot non-par	16,700	16,500	7,200	24,800	5,898	22,575	20,800	12,300	42,200	9,093	0,017
Midfoot PAR	14,288	14,050	11,200	16,600	2,066	14,925	13,900	11,500	19,300	2,704	0,363
Midfoot non-par	12,775	12,350	8,600	18,400	2,867	15,113	14,650	12,800	19,700	2,403	0,012
Heel PAR	20,975	20,250	13,000	28,700	5,324	20,800	21,350	13,100	26,800	5,038	0,484
Heel non-par	21,563	17,250	13,700	39,600	9,193	22,550	21,250	13,700	36,800	7,667	0,499

Legenda: Maximum pressure – Maximální tlakové působení; Forefoot – předonoží; Midfoot – středonoží; Heel – Pata; PAR – paretická DK, non-par – neparetická DK; 1st measurement – 1. měření; 2nd measurement – 2. měření; mean – průměr; median – medián; SD (standard deviation) – směrodatná odchylka; p-value – p-hodnota



Obrázek 6 Výsledky porovnání maximálního tlakového působení pro jednotlivé části nohy

Legenda: Maximum pressure – Maximální tlakové působení; Forefoot – předonoží; Midfoot – středonoží; Heel – Pata; PAR – paretická DK, non-par – neparetická DK; 1st – 1. měření; 2nd – 2. měření

### 4.3 Hypotéza procentuálního vyjádření času stejné fáze při maximálním silovém působení

H<sub>03</sub>: Procentuální vyjádření času stejné fáze, po který dochází k maximálnímu silovému působení během krokového cyklu pro předonoží, středonoží a patu ze vstupního měření, se

neliší od procentuálního vyjádření času stejné fáze, po který dochází k maximálnímu silovému působení během krokového cyklu pro předonoží, středonoží a patu z výstupního měření.

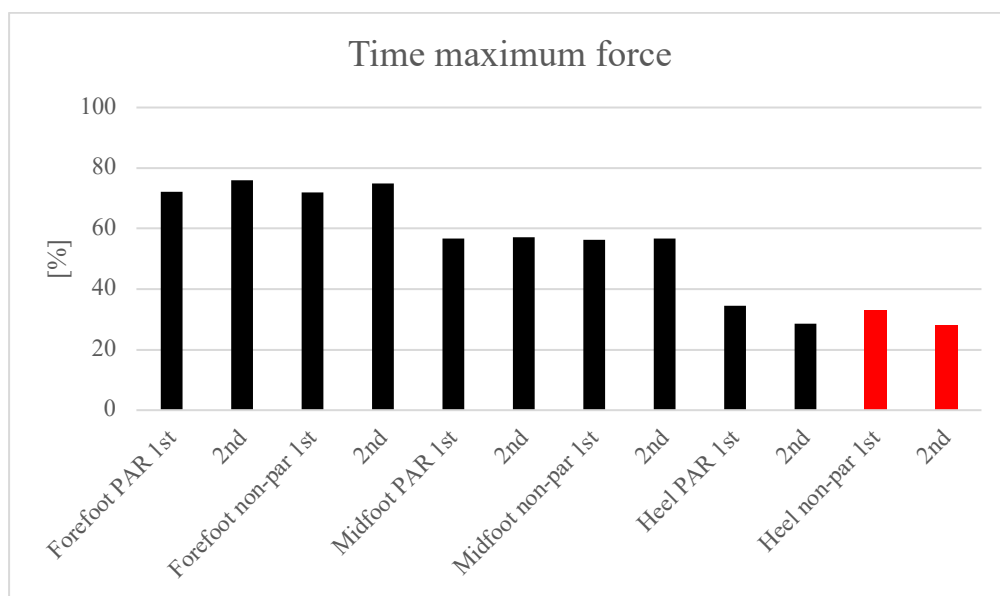
Hodnoty pro procentuální vyjádření času stejné fáze, po který dochází k maximálnímu silovému působení během krokového cyklu pro předonoží, středonoží a patu jsou uvedeny v tabulce 5 (viz tabulka 5, s. 46). V tabulce jsou data rozdělena zvlášť pro paretickou a neparetickou DK.

Pro platnost hypotézy byl využit Wilcoxonův test na hladině významnosti 0,05. Hypotézu  $H_{03}$  zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy  $H_{A3}$  pro parametry pata paretické i neparetické DK. Nulovou hypotézu nelze zamítnout pro hodnoty předonoží a středonoží obou DKK. Průměrné hodnoty jsou uvedeny i v grafu na obrázku 7 (viz obrázek 7, s. 47), kde jsou červeně vyznačeny výsledky se signifikantními p-hodnotami.

Tabulka 5 Procentuální vyjádření času stejné fáze při maximálním silovém působení

Time maximum force [%]	1st measurement (n = 8)					2nd measurement (n = 8)					p-value
	Mean	Median	Minimum	Maximum	SD	Mean	Median	Minimum	Maximum	SD	
Forefoot PAR	72,200	74,500	61,300	80,200	6,505	75,888	78,100	66,400	80,600	5,175	0,093
Forefoot non-par	72,025	74,000	56,300	80,800	7,395	74,875	75,950	66,100	80,200	4,737	0,263
Midfoot PAR	56,763	53,600	43,400	69,400	9,994	57,200	58,400	43,400	71,500	10,840	0,400
Midfoot non-par	56,338	59,600	33,100	70,800	11,362	56,738	61,500	41,800	69,600	10,971	0,575
Heel PAR	34,413	32,800	28,500	47,300	5,772	28,663	28,000	24,800	33,500	3,254	0,012
Heel non-par	33,150	33,900	28,200	36,200	3,197	27,875	27,100	24,500	33,700	3,119	0,017

Legenda: Time maximum force – Procentuální vyjádření času stejné fáze, kdy došlo k maximálnímu silovému působení; Forefoot – předonoží; Midfoot – středonoží; Heel – Pata; PAR – paretická DK, non-par – neparetická DK; 1st measurement – 1. měření; 2nd measurement – 2. měření; mean – průměr; median – medián; SD (standard deviation) – směrodatná odchylka; p-value – p-hodnota



Obrázek 7 Výsledky porovnání procentuálního vyjádření času stejné fáze při maximálním silovém působení

Legenda: Time maximum force – Procentuální vyjádření času stejné fáze, kdy došlo k maximálnímu silovému působení; Forefoot – předonoží; Midfoot – středonoží; Heel – Pata; PAR – paretická DK, non-par – neparetická DK; 1st – 1. měření; 2nd – 2. měření

#### 4.4 Hypotéza pro parametry chůzového testu 10MWT

$H_{04}$ : Neexistuje rozdíl v rychlosti chůze mezi vstupním a výstupním měřením při chůzovém testu 10MWT.

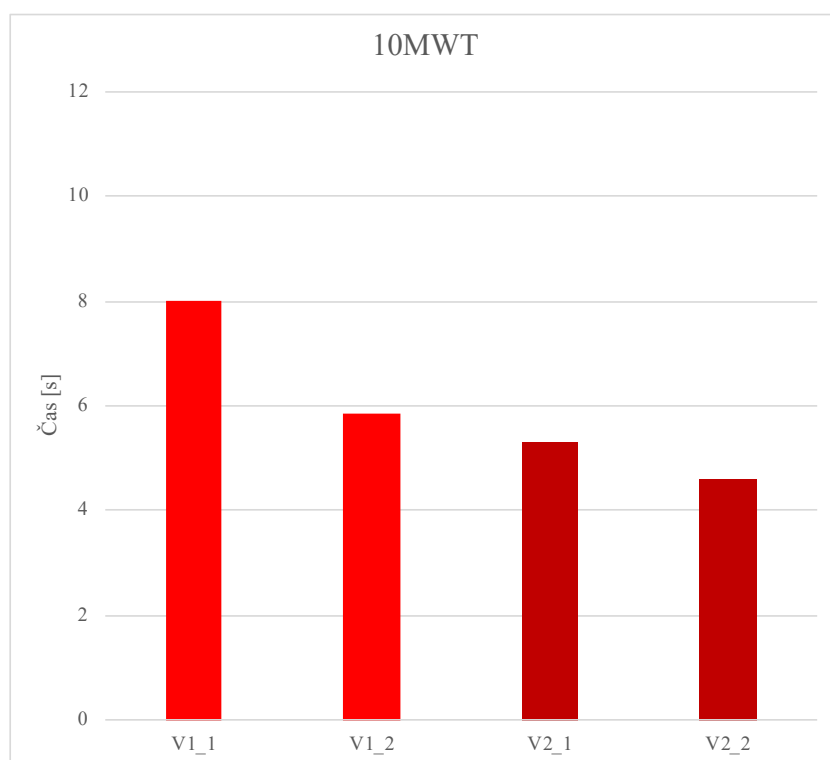
Hodnoty popisné statistiky pro 10MWT obsahuje tabulka 6 (viz tabulka 6, s. 48).

Pro platnost hypotézy byl využit Wilcoxonův test. Hypotézu  $H_{04}$  zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy  $H_{A4}$  u individuálně zvolené pohodlné rychlosti chůze i u nejrychlejší možné chůze jedince na hladině významnosti 0,05. Výsledky ukazuje i obrázek 8 (viz obrázek 8, s. 48), červená barva značí výsledky se signifikantní p-hodnotou.

Tabulka 6 Hodnoty 10MWT

10MWT [s] (n = 8)	Mean	Median	Minimum	Maximum	SD	p-value
V1_difference	2,168	1,860	-0,370	7,467	2,503	
V1_1	8,001	7,065	4,363	13,487	2,960	
V1_2	5,834	6,051	3,993	7,093	1,118	0,025
V2_difference	0,725	0,418	-0,067	2,017	0,759	
V2_1	5,318	5,581	3,133	6,737	1,143	
V2_2	4,593	4,788	3,200	5,260	0,673	0,035

Legenda: 10MWT – 10 Meter Walk Test; difference – rozdíl; V1\_1 (self selected velocity) – individuálně zvolená pohodlná rychlost chůze 1. měření; V1\_2 – individuálně zvolená pohodlná rychlost chůze 2. měření; V2\_1 (the fastest velocity) – nejrychlejší možná pacientova rychlost chůze 1. měření; V2\_2 – nejrychlejší možná pacientova rychlost chůze 2. měření; mean – průměr; median – medián; SD (standard deviation) – směrodatná odchylka; p-value – p-hodnota



Obrázek 8 Výsledky porovnání času z testu 10MWT

Legenda: 10MWT – 10 Meter Walk Test; V1\_1 – individuálně zvolená pohodlná rychlost chůze 1. měření; V1\_2 – individuálně zvolená pohodlná rychlost chůze 2. měření; V2\_1 – nejrychlejší možná pacientova rychlost chůze 1. měření; V2\_2 – nejrychlejší možná pacientova rychlost chůze 2. měření



## 4.5 Hypotéza pro parametry TUG testu

$H_{05}$ : Neexistuje rozdíl ve výsledku z chůzového testu TUG ze vstupního a výstupního měření.

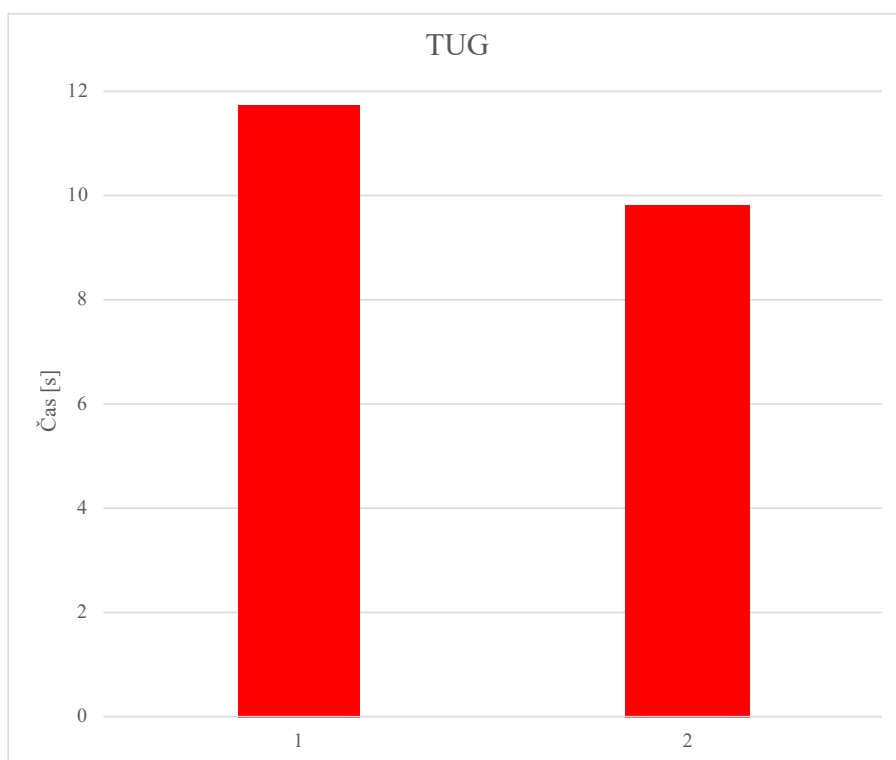
Hodnoty popisné statistiky pro TUG test jsou uvedeny pro obě měření v tabulce 7 (viz tabulka 7, s. 49).

Pro platnost hypotézy byl využit Wilcoxonův test. Hypotézu  $H_{05}$  zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy  $H_{A5}$  pro TUG test chůze na hladině významnosti 0,05. Porovnání výsledků je znázorněno graficky na obrázku 9 (viz obrázek 9, s. 49).

Tabulka 7 Hodnoty TUG testu

TUG [s] (n = 8)	Mean	Median	Minimum	Maximum	SD	p-value
Difference	1,943	2,376	0,167	3,457	1,165	
1	11,736	11,811	5,660	16,450	3,311	
2	9,793	9,695	4,987	13,353	2,686	0,011

Legenda: TUG – Timed Up and Go test; difference – rozdíl; 1 – 1. měření; 2 – 2. měření; mean – průměr; median – medián; SD (standard deviation) – směrodatná odchylka; p-value – p-hodnota



Obrázek 9 Výsledky porovnání času z TUG testu

Legenda: TUG – Timed Up and Go test; 1 – 1. měření; 2 – 2. měření

## 5 Diskuze

### 5.1 Rehabilitace po CMP

Rehabilitace po CMP si klade za cíl optimalizovat funkci, a tím podpořit navrácení jedince do společnosti. I přesto se udává, že zhruba 50 % lidí po CMP zůstává v rámci některých činností závislých na pomoci ostatních. Jedná se hlavně o složitější úkoly, kterými jsou některé domácí práce či volnočasové aktivity (Alzahrani, Dean a Ada, 2011, s. 46).

Nejžádanějším cílem terapie pacientů po mrtvici je obnova samostatné chůze, protože neschopnost chůze s sebou přináší určité sociální znevýhodnění. Rychlost se však ukazuje jako jedna z nejkritičtějších charakteristik krokového cyklu, ale i tak studie dle Perry et al. uvádí, že rychlost určitě není jediným klasifikátorem úrovně pohyblivosti. Rychlost chůze koreluje s mírou postižení po CMP a bývá výrazně nižší, než je rychlost chůze zdravé populace. Je třeba tedy na základě vyšetření zvolit přiměřené cíle a vyhnout se příliš optimistickým očekáváním a nedostatečným výsledkům. Neporušená propriocepce je základním požadavkem na nezávislost chůze (Perry et al., 1995 s. 984; Tilson et al., 2010, s. 202).

Z klinického hlediska existuje řada charakteristik a strategií chůze, které jsou běžně využívány přeživšími CMP. Pokud tyto strategie pokračují bez zásahu, za krátký časový úsek dochází v důsledku špatné strategie k muskuloskeletálním změnám, jako je zkrácení svalů, svalová nerovnováha a slabost svalů, což následně ještě více ovlivňuje a komplikuje těmto jedincům aktivity denního života (Munoz-Organero et al., 2016, s. 7).

Když se lidem po mrtvici podaří obnovit rychlost chůze, hlásí také zlepšení funkce a snížení míry postižení. Minimální velikost změny rychlosti chůze, která je klinicky významná a spojená s významným rozdílem ve funkci však nebyla stanovena (Tilson et al., 2010, s. 197).

### 5.2 Chodící pás

Využití chodícího pásu pro analýzu chůze je považováno za výhodnější než chůze po zemi, protože vyžaduje méně místa a je možné provádět nepřetržité měření parametrů chůze. Pás podporuje opakování a intenzivní trénink chůze a usnadňuje následný normální průběh chůze (Shin, 2014, s. 1211).

Systematické review od Tally et al. z roku 2017 vyhodnotilo na základě randomizovaných studií z let 2007 až 2016 užitečnost využití chodícího pásu pro usnadnění funkčního zotavení osob s chronickou mrtvicí. Toto review ukazuje vhodnost využití pásu pro obnovu chůze, naopak jeho účinnost na dysfunkci rovnováhy nebyla systematicky

přezkoumávána. Do kvalitativní analýzy bylo zařazeno 8 studií. Závěrem přezkum říká, že intenzita může být kritičtějším faktorem než specifická a může nabídnout další přínos do parametrů obnovy posturální kontroly a rovnováhy, i mimo výkon chůze (Tally et al., 2017, s. 545).

Trénink na chodícím páse s vysokou intenzitou vykazoval větší zlepšení u probandů než konvenční program péče sestávající převážně z pasivního cvičení pro regulaci svalového tonu a balančního tréninku (Globas et al., 2012 in Tally et al., 2017, s. 542). Ve studii, kde byla zavedena střední intenzita tréninku chůze na páse nebyla terapie shledána více či méně efektivní než tradiční rehabilitační program (Kim, Gong a Kim, 2011 in Tally et al., 2017, s. 543).

Ve studii od Ribeiro et al. (2017) bylo navrženo přidání zátěže na neparetickou DK za účelem omezení této končetiny a stimulace používání paretické končetiny ke zlepšení hemiparetické chůze. V rámci tohoto výzkumu byly pozorovány pouze krátkodobé účinky. Do studie bylo zahrnuto 38 pacientů se subakutní cévní mozkovou příhodou. Chůzové parametry byly hodnoceny pomocí analýzy pohybového systému před 1. cvičební jednotkou, po průměrně 9 dnech terapie a následné měření proběhlo 40 dní po ukončení terapie. Studie neprokázala významný rozdíl mezi oběma skupinami. V obou skupinách pacienti dosáhli vyšší rychlosti chůze a větší délky kroku obou DKK ve srovnání s výchozím stavem a tento zisk si udržovali i po ukončení terapií. Kromě toho pacienti vykazovali větší rozsah pohybu v KYK a KOK na obou končetinách (Ribeiro et al., 2017, s. 532).

Systematické hodnocení od Tally et al. (2017) se zaměřilo na účinky tréninku chůze bez podpory tělesné hmotnosti na rovnováhu a stabilitu u jedinců s chronickou mrtvicí. Tento systematický přehled uznal dostatečné důkazy pro trénink chůze na chodícím páse jako prospěšný zásah pro zlepšení rovnováhy u osob s chronickou mrtvicí. Tato zjištění naznačují, že trénink na chodícím páse je vhodné využít k cílené rehabilitaci chůze, ale také rovnováhy a posturální kontroly. Intenzita je klíčovým faktorem při uplatňování této léčby (Tally et al., 2017, s. 544).

### **5.2.1 Chodící pás a podpora tělesné hmotnosti**

Mehrholtz, Thomas a Elsner aktualizovali a v roce 2017 vydali systematické review v Cochrane databázi, které bylo poprvé zveřejněno v roce 2003 a poté již dvakrát aktualizováno v letech 2005 a 2014. Cílem tohoto review bylo zjistit, zda trénink na chodícím pásu a podpora tělesné hmotnosti, jednotlivě nebo v kombinaci, zlepšit chůzi, kvalitu života, ovlivní činnosti každodenního života (ADL) a jedincovu nezávislost ve srovnání s jinými fyzioterapeutickými

postupy pro obnovu chůze po mrtvici. Sekundárním cílem bylo určit bezpečnost a přijatelnost této metody rehabilitace chůze (Mehrholtz, Thomas a Elsner, 2017, s. 7).

Bylo zahrnuto 56 studií s 3105 probandy. Průměrný věk probandů byl 60 let a všichni měli alespoň nějaké potíže s chůzí. Celkově review ukazuje, že lze říci, že trénink na chodícím pásu nezvýšil šance na samostatnou chůzi ve srovnání s ostatními fyzioterapeutickými intervencemi. Na druhou stranu ukazuje, že použití tréninkového pásu v rehabilitaci chůze u lidí po mrtvici výrazně zvýšilo rychlost a vytrvalost chůze (Mehrholtz, Thomas a Elsner, 2017, s. 14).

Ve 38 studiích s celkem 1571 účastníky, kteří byli nezávislí při chůzi na začátku studie, použití tréninku na pásu významně zvýšilo rychlost chůze. Souhrnný průměr rozdílu pro rychlost chůze byl 0,08 m/s ( $p < 0,00001$ ). Nejsou však k dispozici dostatečné údaje, které by mohly komentovat jakékoli dopady na kvalitu života nebo samostatnost v každodenních činnostech (Mehrholtz, Thomas a Elsner, 2017, s. 18).

Shrnutím je, že celkově není pravděpodobné, že by se lidé po cévní mozkové příhodě, kteří absolvují trénink na chodícím pásu, ať už s podporou tělesné hmotnosti nebo bez ní, zlepšili ve své schopnosti chodit samostatně ve srovnání s lidmi, kteří po cévní mozkové příhodě nepodstoupí terapii na chodícím pásu, ale rychlost a vytrvalost chůze se může zlepšit v kratším období. Konkrétně se jeví, že lidé s mozkovou mrtvicí, kteří jsou schopni chodit (ale nikoli lidé závislí na chůzi na začátku léčby), mají z tohoto typu intervence největší prospěch, pokud jde o rychlost chůze a vytrvalost chůze. Tento přehled studií však neukazuje, jestli zlepšení rychlosti a vytrvalosti má přetrvávající příznivé účinky i do budoucna či ne (Mehrholtz, Thomas a Elsner, 2017, s. 145).

Naopak jiná studie od Hesse et al. (1995) udává dosažení lepších výsledků v rámci rehabilitace chůze, ke kterým došlo díky přístupu k tréninku na chodícím pásu, kde bylo využito harnessů k podpoře tělesné hmotnosti pacienta. Dále pacienta při terapii chůze podporoval jeden nebo více terapeutů a podle individuální potřeby bylo prováděno vedení jejich končetin a trupu (Hesse et al., 1995, s. 976). Tento typ terapie má výhodu v tom, že je specifický, velmi individuální a opakující se, ale často je velmi fyzicky náročný i pro samotné terapeuty. Z toho důvodu může být délka tréninku omezena nejen kondicí pacienta, ale i kondicí samotných terapeutů (Pennycott et al., 2012, s. 2).

Cílem studie od Hesse et al. bylo porovnání terapie chůze na páse s částečnou podporou tělesné hmotnosti s fyzioterapií bez robotické asistence primárně založené na Bobath konceptu. Zúčastnění probandi byli minimálně 3 měsíce po CMP a léčebná intervence trvala 3 týdny.

Výsledky ukázaly, že trénink na chodícím pásu byl efektivnější s ohledem na obnovení pohybových schopností a rychlost chůze, přičemž i další motorické funkce se během studie neustále zlepšovaly. Závěrem se potvrzuje, že trénink chůze na chodícím pásu nabízí výhody školení zaměřené na různé úkoly a opakování krokového cyklu. Ukázalo se, že tento trénink je účinný při obnově chůze u pacientů s chronickou hemiparézou a měl by pomoci pacientům znovu získat schopnost chůze v kratším časovém období (Hesse et al., 1995, s. 978).

Při měření pro tuto diplomovou práci pomocných harnessů využito nebylo, protože probandi již byli schopni samostatné chůze. Bylo by však vhodné se v dalších studiích zaměřit na to, zdali by harnessy nemohly být využívány i s těmito pacienty v rámci terapie, aby se snáze dosáhlo vyšší kvality chůze postižených jedinců.

### **5.2.2 Chodící pás a virtuální realita**

Jiné systematické review od Corbetta, Imeri a Gati (2015) si kladlo otázku, zdali u lidí po mozkové příhodě zlepšuje rehabilitace založená na virtuální realitě rychlost chůze, rovnováhu a mobilitu více než stejné trvání standardní rehabilitace bez VR.

Výsledky, které zahrnují celkem 15 studií s 341 účastníky, říkají, že když VR nahradí některou nebo všechny složky standardní rehabilitace, dojde ke statisticky významným přínosům v rychlosti chůze (průměrný rozdíl o 0,15 m/s), v rovnováze (průměrně o 2,1 bodu na stupnici Bergovy škály) a v mobilitě (průměrně o 2,3 sekundy v TUG testu chůze). Když je VR přidána ke standardní rehabilitaci, při testu TUG došlo ke zlepšení 0,7 sekundy, ale nebyl nalezen dostatečný důkaz, který by komentoval rychlost a rovnováhu chůze.

Závěrem tedy lze uvést, že nahrazení některých nebo všech standardních rehabilitačních postupů VR přináší větší výhody a je účinnější ve zlepšení parametrů rychlosti chůze, rovnováhy a mobility u lidí s cévní mozkovou příhodou (Corbetta, Imeri a Gati, 2015, s. 122).

Metaanalýzy, které jsou součástí tohoto systematického přehledu, identifikovaly některé příznivé účinky VR na rychlost chůze, rovnováhu a mobilitu u lidí po CMP. Studie, ve kterých byly některé nebo všechny složky standardní rehabilitace nahrazeny VR, tak aby byla zachována stejná celková doba poskytnuté léčby, ukázaly významné zlepšení v rychlosti chůze, rovnováze a mobilitě. To znamená, že pro danou dobu léčby je VR výhodnější než standardní rehabilitace. Tato zjištění předpovídají, že ve zbývajících analýzách (tj. v rámci těch, kde byla VR poskytnuta jako nadčasový doplněk klasické léčby), budou pozorovány ještě větší účinky. V zahrnutých studiích se jednalo o navýšení o 30 minut, dvakrát až třikrát týdně, po dobu 5 až 6 týdnů, kde byla využita VR (Corbetta, Imeri a Gati, 2015, s. 121).

Toto však nebylo z několika důvodů tímto review prokázáno. Pokud jde o rychlost chůze, pouze jedna studie analyzovala účinek přidané VR (Kim et al., 2009 in Corbetta, Imeri a Gati, 2015, s. 120). Průměrný posun byl o 0,21 m/s, což je větší než účinek pozorovaný v dřívější metaanalýze (o 0,15 m/s), ale výsledek nebyl signifikantní. Při analýze mobility jedinců byl pozorován statisticky významný výsledek. Zlepšení v testu TUG bylo průměrně o 0,7 sekundy, což byl dokonce menší než účinek pozorovaný v dřívější metaanalýze (o 2,3 sekundy) (Corbetta, Imeri a Gati, 2015, s. 122).

Optimální frekvence, intenzita, čas a typ VR jsou stále nejasné. V zahrnutých studiích však nebyly hlášeny žádné nežádoucí účinky, což svědčí o tom, že VR lze považovat za bezpečnou léčbu pro pacienty po cévní mozkové příhodě (Corbetta, Imeri a Gati, 2015, s. 123).

Účinky získané díky VR mohou být výsledkem multisenzorické (vizuální a zvukové) zpětné vazby, která je poskytována systémy virtuální reality a vlivem motivačních aspektů na výkon motorických funkcí. Tyto smyslové informace umožňují centrální nervové soustavě lépe koordinovat polohu a pohyb těla (Janssen, 2010; Johansson, 2004 in Krobot et al., 2017; Lakhani et al., 2016 in Krobot et al., 2017).

Využití virtuální reality usnadňuje kortikální reorganizaci. VR také napomáhá trénink přiblížit činnostem v reálném světě, což pomáhá zlepšit efekt terapie. Stejně tak jednou z nejdůležitějších výhod v neurorehabilitaci je možnost opakujících se a konkrétně zaměřených úkolů, což zvyšuje schopnost neuroplasticity CNS, díky čemuž je následně usnadněna obnova funkce (Pekna, Pekny, Nilsson, 2012 in Krobot et al., 2017; Lippertová-Grünerová, 2009).

Navíc bylo zaznamenáno, že VR zvyšuje motivaci a aktivní zapojení lidí podstupujících rehabilitaci. Proto se zdá být odůvodněné navrhnout VR lidem, kteří zažili cévní mozkovou příhodu za účelem podpory rychlosti jejich zotavení (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 123).

### **5.2.3 Interaktivní chodící pás**

Klasický chodící pás je v rámci rehabilitace chůze již stále častěji používaným prostředkem k dosažení funkce, i přes to, že konečným cílem je samozřejmě vždy zlepšení chůze po zemi (Oh, Song a Kim, 2018, s. 1). Hlavním důvodem je, že na chodícím páse může být jednodušeji zajištěna jedincova bezpečnost a ve výsledku se chůze na páse významně neliší od nadzemní chůze s ohledem na kinematiku a kinetické aspekty (Lee a Hidler, 2008, s. 747). I přesto existují určité odlišnosti mezi chůzí po zemi a na páse, a to jak v ohledu na fyzické, tak i mentální

aktivity jedince. K překonání těchto limitů byly vyvinuty interaktivní chodící pásy, které by měly tyto limity snížit (Oh, Song a Kim, 2018, s. 1-2).

Při chůzi na chodícím páse jsou limity shledány především v konstantní rychlosti pásu. Člověk však při chůzi po zemi neustále mění tempo chůze. Na páse s konstantní rychlostí se tedy ve své podstatě jedná o odlišnou fyzickou aktivitu, protože rychlost je udána nastavením pásu a jedinec o ní nemůže sám rozhodovat (Lee a Hidler, 2008, s. 754).

Z hlediska toho, že účelem chodícího pásu je přenést získané lokomoční schopnosti na dovednosti DKK chůze po zemi, je nutné co nejvíce simulovat nadzemní chůzi na páse. Chůze o konstantní rychlosti na páse je však méně poutavější, více stereotypní a automatictější (Kim, Park a Damiano, 2015, s. 1491).

Chůze je pro člověka automatizovaná dovednost, která vyžaduje jen velmi malou pozornost. Nicméně pro pacienty s poruchou chůze z důvodu poruchy centrálního nervového systému je náročné udržet krokový cyklus, a proto je nutné obnovit jejich pohybovou aktivitu (Canning, Ada a Paul, 2009, s. 97). Při rehabilitaci chůze je důležité, aby se pacient maximálně soustředil na terapii. Ze studií vychází, že pokud pacient věnuje pozornost například regulaci rychlosti chůze, dochází u jedinců k lepším výsledkům. Konstantní rychlost pásu nabízí uživatelům monotónní úkol, na který si lze snadno zvyknout a tím pozornost klesá (Kim, Park a Damiano, 2015, s. 1491).

Překonat tato omezení mohou chodící pásy, u kterých může být rychlost regulována v průběhu chůze samotným pacientem, a to různými způsoby. Interaktivní chodící pás má tak pomoci překonat nedostatky klasického chodícího pásu v rehabilitaci chůze pomocí implementace nového regulátoru rychlosti pásu pro minimalizaci anomální síly, která je generována uživatelským zrychlením nebo zpomalením chůze (Kim, Park a Damiano, 2015, s. 1492).

Toto právě umožní i zvýšit pozornost jedince během chůze na páse. Za předpokladu správného biofeedbacku během tréninku lokomoce by byla zlepšena pozornost jedince díky snaze dosáhnout požadované rychlosti na páse (Oh, Song a Kim, 2018, s. 2).

Trénink chůze na interaktivním chodícím páse tedy zvyšuje pozornost uživatele ve srovnání s klasickým chodícím pásem, což je právě ukázáno ve studii od Oh, Song a Kim (2018). V mozku dochází k širší aktivaci kortikálních struktur. Výsledky ukazují, že navržením vhodně zvolené cílové rychlosti chůze lze vyvolat trénink chůze s vyšší pozorností jedince, čehož nelze dosáhnout v rámci tréninku na klasickém chodícím páse (Oh, Song a Kim, 2018, s. 2).

Aktivita mozkové kůry, která je zaznamenána při chůzi na klasickém chodícím pásu ve srovnání s chůzí po zemi u starších jedinců, ukazuje, že chůze po zemi vykazuje méně pozornosti než chůze na klasickém chodícím pásu (Clark et al., 2014 in Oh, Song a Kim, 2018, s. 9). Na druhou stranu studie poukazuje na to, že chůze na interaktivním pásu, která umožňuje učinit co možná nejvíce podobnou chůzi té po zemi z hlediska fyzické aktivity, naopak ale způsobuje více pozornosti než chůze na klasickém chodícím pásu (Oh, Song a Kim, 2018, s. 2).

Cílem další studie bylo porovnat chůzi na interaktivním chodícím pásu s chůzí po zemi u zdravých jedinců bez zjištěných poruch chůze. Pro výzkum byl využit stejný povrch a stejné silové desky pro oba typy chůze, což zajistilo možnost maximálně porovnat výsledky. Srovnání mezi podmínkami chůze bylo provedeno pro časové parametry chůze jako je délka kroku a kadence, kinematika nohy, momenty síly a aktivita svalů. S výjimkou doby stojné a švihové fáze se žádný z časových parametrů chůze významně nelišil mezi pásem a chůzí po zemi. Doba trvání stojné a švihové fáze byla na pásu průměrně nižší. Výsledky naznačují, že když jednotlivci chodí na pásu, dochází k rozdílné aktivaci svalů a následně jiným momentům sil, přičemž si zachovávají relativně konstantní kinematiku končetin a časoprostorové parametry chůze (Lee a Hidler, 2008, s. 747).

Dále bylo zjištěno, že brzdící síly při kontaktu s patou při chůzi na pásu byly menší než u chůze na zemi, což vedlo k menším momentům dorziflexoru kotníku a menším momentům extenze kolene, rozdíly v momentech v KYK nebyly pravděpodobně ovlivněny. Jedním z možných vysvětlení by bylo krátkodobé zpomalení pásu při kontaktu s patou (Lee a Hidler, 2008, s. 747).

Studie však jako nejpravděpodobnější důvod rozdílů uvádí, že subjektům se dostává jiné optické informace při chůzi na zemi než na pásu. Na základě toho může být změněna jejich rovnováha a stabilita nebo i vnímání toho, kde se na pásu nacházejí, a tím i rychlost, jakou se pohybují (Regnaud et al., 2006 in Lee a Hidler, 2008 s. 754; Carollo a Matthews, 2002 in Lee a Hidler, 2008, s. 754).

Výše uvedené potvrzuje i studie z roku 2019 porovnávající časoprostorové a kinematické parametry chůze po zemi s chůzí na interaktivním chodícím pásu, který mimo jiné nabízí také možnost regulace rychlosti chůze samotným probandem. Tato studie byla prováděna u mladých jedinců. Bylo zjištěno, že chůze na tomto pásu, konkrétně Treadportu, nemá žádné významné rozdíly ( $p > 0,05$ ) s chůzí po zemi, pokud jde o úhly kyčelního a kolenního kloubu, délku kroku, kadenci, rychlost chůze a svalovou aktivaci čtyř měřených svalových skupin. Významný rozdíl byl pozorován pouze u dorziflexe hlezna, která byla



snížena na Treadportu, což může být pravděpodobně způsobeno tím, že noha přichází do styku s pohyblivým pásem namísto stacionárního země a fakt, že uživatelé na sobě měli harnessy, které mají vliv na kinematiku kotníku, jak uvádí studie Decker et al. (2012) (Decker et al., 2012 in Chesebrough, Hejrati a Hollerbach, 2019, s. 2). Tato studie tedy naznačuje, že Treadport vytváří přirozené prostředí pro chůzi a má tak velký potenciál být užitečným pro další aplikace například právě u pacientů po CMP (Chesebrough, Hejrati a Hollerbach, 2019, s. 10).

Studie od Lee a Hidler (2008) naznačuje, že zatímco časoprostorové parametry a kinematické vzorce chůze jsou podobné mezi chodícím pásem a chůzí po zemi, vzory aktivace svalů a momenty sil použité k dosažení těchto pohybových vzorců jsou často odlišné. Ačkoli toto může vést k rozdílům v motorických strategiích, z terapeutického hlediska se celkové vzorce kinematické a svalové aktivace zdají být dost podobné, tudíž terapie jednotlivců s neurologickými zraněními jako je právě i mrtvice se na chodícím pásu zdá být vhodná. Protože chůze doma a ve společnosti často vyžaduje, aby jednotlivci překonávali překážky a upravovali své strategie na základě vnějších podmínek, tak právě malé rozdíly, které jsou pozorovány mezi oběma typy chůze, by mohly být prospěšné pro to, aby se jedinec dokázal přizpůsobit různým prostředím v reálném životě (Lee a Hidler, 2008, s. 753-754).

Při měření na tuto diplomovou práci probandi chodili na klasickém chodícím pásu, takže si sami na začátku zvolili rychlost chůze, kterou se bude pás po dobu měření pohybovat. Chodili tedy seburčenou pohodlnou rychlostí chůze, na kterou si před samotným měřením několika minutovou chůzí navykli, a pak teprve začalo měření. Takto byli testováni jedinci i v dalších studiích, které shrnuje review od Tally et al. z roku 2017.

### **5.3 Fáze krokového cyklu**

Krokový cyklus lze z časového hlediska rozdělit do dvou fází. Jedná se o fázi stojnou a švihovou. Časově Perry a Burnfield uvádí, že stojná fáze u zdravé populace zaujímá cca 60 % oproti švihové fázi, která trvá cca 40 %. Toto procentuální rozdělení se samozřejmě váže na rychlost chůze (Perry a Burnfield, 1992, s. 3-5). Pacienti po CMP vykazují zvýšenou dobu trvání fáze dvojí opory a zkrácenou dobu stojné fáze postižené DK oproti nepostižené DK (Carmo et al., 2012, s. 537).

Hodnoty naměřené u pacientů se od procentuálních parametrů zdravé populace liší, přičemž se ale rozdíl podařilo u pacientů díky zavedené terapii zmenšit. Průměrná procentuální hodnota pro stojnou fázi paretické DK byla při 1. měření 70,9 % a při 2. měření 65,8 %. Zmenšení průměrné procentuální hodnoty se zmenšilo i u neparetické DK ze 72,3 % na 67,1 %.

Těmto hodnotám odpovídají procentuální parametry i pro švihovou fázi obou DKK. Pro obě DKK se jednalo o signifikantní výsledky a tyto hodnoty se i přiblížily hodnotám rozdělení fází zdravé populace, stále však přetrvává kratší doba stejné fáze paretické DK oproti neparetické. Výsledky si vysvětlují zvýšením rychlosti chůze a zlepšením celkové samostatnosti probandů.

Snížení procentuálních parametrů trvání stejné fáze pro obě DKK, a naopak zvýšení procentuálních parametrů švihové fáze pro obě DKK ukazují i výsledky studie od Shin (2014), přičemž v této studii nebyly výsledky prokázány jako klinicky významné, ale ke změnám mezi 1. a 2. měřením u pacientů po CMP také došlo (Shin, 2014, s. 1217).

Studie Carmo et al. (2012) ukazuje výsledky porovnání mezi paretickou a neparetickou DK. Pro paretickou DK byla prokázána kratší doba trvání jednooporové fáze a delší doba trvání švihové fáze (Carmo et al., 2012, s. 537). Tyto parametry jsou pravděpodobně ovlivněny spasticitou DKK a sníženou svalovou silou extenzorů KYK a KOK (Kim a Eng, 2004 in Carmo et al., 2012, s. 537). Tyto výsledky jsou potvrzeny výsledky z měření pro tuto diplomovou práci, kde byla také prokázána kratší doba trvání stejné fáze pro paretickou DK a delší doba trvání švihové fáze pro paretickou DK.

Další parametry, u kterých došlo ke statisticky významným rozdílům, je stádium zatěžování neparetické DK, kdy se hodnota z 29 % snížila na 17,1 %, tedy o 11,9 %. Dále pro parametry mezistoj obou DKK, u paretické z 25,1 % došlo k vzestupu na 31,1 %, tedy o 6 % a u neparetické DK z 26,4 % na 32,1 %, tedy o 5,7 %. Průměrná procentuální hodnota předšvihové fáze u paretické DK se z 28,7 % snížila na 17,1 %, tedy o 11,6 %. Pro stádium zatěžování paretické DK a pro předšvihovou fázi neparetické DK nebyly rozdíly prokázány jako statisticky významné.

Studie od Družbicki et al. (2018) naopak ukázala, že stejná fáze na neparetické DK ve skupině s vizuálním biofeedbackem se v průměru zvýšila o 7,53 %. U kontrolní skupiny byla doba trvání stejné fáze na neparetické DK zvýšena o 4,84 % (Družbicki et al., 2018, s. 7).

Studie byla navržena tak, aby určila, zda trénink chůze na základě použití chodícího pásu s vizuální biofeedbackem a podporou tělesné hmotnosti vede k lepším účinkům u pacientů se subakutní mrtvicí ve srovnání s tréninkem na chodícím pásu bez vizuální biofeedbacku. Chůze byla hodnocena pomocí 3D systému (prostorově-časové parametry chůze a index symetrie) a pomocí 2 minutového testu chůze (2MWT), 10MWT a testu TUG. Probandi se zúčastnili 15 cvičebních jednotek po 30 minutách. U obou skupin bylo dosaženo statisticky významného zlepšení prostorově-časových parametrů chůze, rychlosti, vytrvalosti chůze a mobility (Družbicki et al., 2018, s. 3).

Průměrný rozdíl mezi skupinami nebyl signifikantně rozdílný, rozdíl změny pro parametry stejné fáze byl ale pro probandy s využitím vizuálního biofeedbacku větší. Ke statisticky významnému zlepšení došlo u parametrů rychlost a vytrvalost chůze, ale rozdíl mezi skupinami také ukázal malý klinický význam. Zjištění nepotvrzují, že trénink na chodícím pásu s podporou tělesné hmotnosti a využitím vizuálního biofeedbacku vede k významně většímu zlepšení chůze ve srovnání s tréninkem na chodícím pásu bez vizuálního biofeedbacku u pacientů v rané fázi po mrtvici (Družbicki et al., 2018, s. 8).

#### **5.4 Maximální tlakové působení 3 částí nohy**

Hypotéza, která porovnávala parametry maximálního tlakového působení předonoží, středonoží a paty (zadonoží) ze vstupního a výstupního měření přináší signifikantní výsledky pro parametry předonoží obou DKK a pro středonoží neparetické DK.

Pro paretickou DK pro část nohy předonoží se jednalo o průměrné zvýšení 3,1 N/cm<sup>2</sup> z hodnoty 17,075 N/cm<sup>2</sup> došlo ke zvýšení tlaku na 20, 175 N/cm<sup>2</sup> a pro neparetickou DK o 5,8 N/cm<sup>2</sup> z hodnoty 16,7 N/cm<sup>2</sup> na 22,575 N/cm<sup>2</sup>. Pro středonoží neparetické DK se jednalo o rozdíl o 2,3 N/cm<sup>2</sup> z hodnoty 12,775 N/cm<sup>2</sup> na výslednou hodnotu 15,113 N/cm<sup>2</sup>. Pro patu obou DKK a středonoží paretické DK nebyly shledány statisticky významné rozdíly.

Zvýšení tlakového působení pro část předonoží si lze vysvětlit zlepšením odrazu nohy od podložky, čemuž odpovídá i zvýšená rychlost chůze. Naopak ke zvýšení tlaku nedošlo v části nohy pata a středonoží paretické DK. Kromě parametru pro patu paretické DK, i když nebyly výsledky signifikantní, měly výsledky tendenci ke zlepšení. Tento výsledek je možné si vysvětlit stále trvající nedostatečnou dorziflexí hlezna postižené DK díky níž nedochází ke zlepšení dopadu paty na podložku. U pacientů po CMP byla prokázána nadměrná plantární flexe hlezna a dále hyperextenze KOK (Carmo et al., 2012, s. 537). Pacienti po CMP mají sníženou kontrolu kloubů dolních končetin (kyčle, kolena a kotníku), čímž je snížena aktivní plantární zóna a jsou generovány vzory chůze, při kterých je současně vysoký tlak na patu a přední část chodidla (Munoz-Organero et al., 2016, s. 7).

Výsledky měření pro tuto diplomovou práci ukázaly při 2. měření podobné průměrné hodnoty maximálního tlaku pro část předonoží a patu DKK, a to pro paretickou DK předonoží 20,175 N/cm<sup>2</sup> a pata 20,8 N/cm<sup>2</sup> a pro neparetickou DK předonoží 22,575 N/cm<sup>2</sup> a pata 22,55 N/cm<sup>2</sup>, což by právě odpovídalo plantární strategii chůze, kde sice stále přetrvává nedostatečná dorzální flexe hlezna, ačkoliv byla od 1. měření zlepšena, ale naopak již dochází ke zlepšení odrazu špičky od podložky, což potvrzuje zvýšení tlaku o 3,1 N/cm<sup>2</sup> mezi

1. a 2. měření. Výsledky by pomohlo objasnit další zkoumání měření rozsahu pohybu hlezen do plantární a dorzální flexe v rámci samotné chůze díky kinematické analýze pohybu.

Nicméně pro předonoží ani pro patu nepřesáhly výsledné hodnoty tlaku maximální hodnoty, které by neměly být přesaženy pro správné provedení odrazu nohy, což je pro pacienty známkou dobrého postupu regenerace (Zebris FDM, 2017).

## **5.5 Procentuální vyjádření času stejné fáze při maximálním silovém působení**

Další hypotéza porovnávala procentuální vyjádření času stejné fáze, po který je vyvinuta maximální síla během krokového cyklu opět pro jednotlivé 3 části nohy, a to pro předonoží, středonoží a patu (zadonoží) ze vstupního a z výstupního měření.

Signifikantně významných výsledků bylo dosaženo pro patu obou DKK, kde došlo k procentuálnímu snížení času, po který byla vyvíjena maximální síla. Pro paretickou DK došlo ke snížení z 34,413 % na 28,663 % o 5,8 % a pro neparetickou DK z 33,150 % na 27,875 % o 5,3 %. U dalších částí nohy nebyly výsledky statisticky významné, nicméně u všech hodnot byla tendence se zvyšovat.

Tyto výsledky si vysvětlují plynulejší chůzí probandů a lepším rozložením síly v průběhu celého kontaktu plosky s pásem. Odpovídá tomu pravděpodobně mírně zlepšená dorziflexe hlezna paretické DK, kde byly právě procentuální časové parametry pro část paty významně sníženy. Toto tvrzení by bylo vhodné k dalšímu zkoumání a v dalších studiích by bylo žádoucí pomocí standardizovaných testů zahrnout měření rozsahu pohybu dorzální a plantární flexe chodidel, nebo nejlépe přímo v rámci chůze pomocí kinematické analýzy. Jak je uvedeno ve studii od Munoz-Organero et al. (2016) strategie chůze po patě znamená nedostatečnou dorziflexi postižené nohy, což způsobuje dlouhé tlakové časy na patě (Munoz-Organero et al., 2016, s. 7).

## **5.6 Chůzový test 10MWT**

I v dalších studiích byly ke zhodnocení efektu terapie na chodícím páse využity standardizované chůzové testy prováděné na zemi (Collen, Wade a Bradshaw, 2009, s. 6-9).

Z výsledků předchozích hypotéz je sice prokázáno zlepšení v některých parametrech chůze, nicméně pro pacienty je hlavní prioritou, aby se tyto výsledky dosažené na chodícím páse promítaly také do chůze po zemi, která je pro ně zásadní. Proto byl právě chůzový test

10MWT zařazen do této studie, aby se ukázalo, zdali se pacienti nezlepšili pouze v chůzi na páse ale i při chůzi po zemi.

V této studii byl použit 10MWT k ověření rozdílu rychlosti chůze mezi vstupním a výstupním měřením. Při testování se měří pohodlné a nejrychlejší tempo chůze, které je proband schopný sám ujít (Bastlová et al., 2015, s. 21). Pacienti po CMP mají sníženou rychlost chůze, a proto je to jeden z vhodných parametrů ke zkoumání (Carmo et al., 2012, s. 544).

U obou rychlostí chůze se ukázaly signifikantní výsledky. Průměrná změna rychlosti pro pohodlné tempo chůze byla 2,168 s a pro nejrychlejší tempo chůze 0,725 s. Probandi si při 2. měření jako pohodlné tempo chůze volili vyšší rychlost i na chodícím páse. Průměrná rychlost při 1. měření ( $v_1 = 0,825$  km/h) se zvýšila o 0,5 km/h při 2. měření ( $v_2 = 1,325$  km/h), což bylo vypočteno ze zaznamenaných hodnot na chodícím páse. Zároveň u některých jedinců došlo také ke zlepšení úrovně hodnocení FAC.

Výsledky měření pro tuto diplomovou práci naznačují klinicky významnou změnu rychlosti chůze na zemi, což poukazuje na pozitivní vliv zařazení tréninku chůze na páse pro jedince po CMP.

Ve studii od Collen et al. (2009), kde byla zkoumána mobilita pacientů po mrtvici, byla také pro objasnění výsledků měřena rychlost chůze pomocí 10MWT, což se ukázalo jako spolehlivé klinické hodnocení schopnosti chůze člověka (Collen, Wade a Bradshaw, 2009, s. 6-9).

Díky vyšší rychlosti chůze je zlepšena ekonomika chůze, je zvýšena i možnost zlepšení kvality života a navázání tak sociálního kontaktu (Alzahrani, Dean a Ada, 2011, s. 49; Reisman, Rudolph a Farquhar, 2009, s. 529).

Ke zlepšení rychlosti chůze díky terapii na chodícím páse došlo i ve studii od Ribeiro et al. (2017) v experimentální skupině, kde bylo navíc pacientům v subakutním stádiu po CMP na neparetickou DK přidáno závaží. Mezi 1. a 2. měřením došlo u pacientů ke zrychlení chůze z 0,52 m/s na 0,64 m/s a u kontrolní skupiny došlo ke zrychlení z 0,49 m/s na 0,57 m/s. Rozdíl mezi skupinami nebyl shledán jako signifikantní, nicméně u obou skupin bylo dosaženo významného zlepšení rychlosti chůze (Ribeiro et al., 2017, s. 532).

## 5.7 Test TUG

Poslední hypotéza měla ověřit mobilitu a rychlost jedinců opět při chůzi po zemi pomocí standardizovaného chůzového testu TUG. TUG test byl často využíván k objasnění výsledků i v jiných světových studiích (Lexell et al., 2005, s. 81; Corbetta, Imeri a Gati, 2015,

s. 120). Jedná se o test, který na základě dosažené rychlosti ukazuje právě na samostatnost mobility jedince (Bastlová et al., 2015, s. 23).

Výsledky měření pro tuto práci byly významné. U probandů došlo ke zlepšení rychlosti chůze. Konkrétní rozdíl byl 1,943 s, tedy z průměru z 1. měření 11,736 s na průměrnou hodnotu u 2. měření 9,793 s. Průměrný výsledek z 1. měření dosahoval těsně pod hodnotu 12 s, což je hraniční hodnota, která rozděluje pacienty do 2 skupin dle možnosti rizika pádu (Bastlová et al., 2015, s. 23). Z toho vyplývá, že ne všichni pacienti dosáhli pod hranici 12 s. Dokonce 2 pacienti se ani při 2. měření stále nedostali pod tuto hodnotu. Otázkou tedy zůstává, zdali by v rámci dalších studií nebylo vhodné zařadit test TUG jako vstupní kritérium pro zařazení do studie, a ne pouze hodnocení dle FAC stupnice.

Nutné je také vzít v potaz věk probandů, protože výsledky poukazují na to, že nejvyšší hodnoty byly naměřeny u nejstaršího jedince (80 let) a nejnižších hodnot dosáhl 2. nejmladší proband (56 let).

Ve studii Lexell et al. (2005) byl u hemiparetických pacientů v testu TUG také shledán signifikantní výsledek, který upozorňoval na zrychlení chůze u testovaných jedinců a test byl shledán jako adekvátní pro posuzování efektu terapie (Lexell et al., 2005, s. 81).

## **5.8 Přínos pro praxi**

Statistické zpracování výsledných hodnot naznačuje signifikantní výsledky zlepšení procentuálních fází krokového cyklu a terapie přináší pozitivní vliv na rychlost chůze po zemi, což bylo potvrzeno signifikantními výsledky z chůzových testů při porovnání výsledků 1. a 2. měření. Významné rozdíly nebyly zaznamenány pro všechny 3 části nohy pro parametry maximálního tlakového působení a procentuální vyjádření času stojné fáze, po který je vyvinuta maximální síla během krokového cyklu.

Práce ukazuje, že je vhodné v rámci péče o pacienta po CMP zařadit kromě fyzioterapie i přístrojovou rehabilitaci. Rychlost chůze, která má návaznost na sociální zařazení jedince zpět do společnosti, byla zvýšena. Přínosem pro praxi je závěr, že díky rehabilitaci chůze na páse se může pacientům po CMP zjednodušit návrat do běžného života tím, že podpoříme schopnost samostatné bezpečné chůze. Zlepšení rychlosti chůze na páse se totiž promítá i do zvýšené rychlosti chůze po zemi.

V rámci rehabilitační péče o neurologického pacienta je nutné volit individuální přístup a dle pacientových možností volit vhodnou kombinaci jednotlivých technik a přístupů tak, aby bylo dosaženo požadovaného cíle v co nejkratší době. Nutné je především adekvátně volit

četnost přístrojové terapie, protože pro pacienty se jedná o náročnou terapii, která zahrnuje i motorické učení. Z toho důvodu, aby byly pacientovy možnosti maximálně využity a nedocházelo k jeho přetížení, je nutné, aby byl v rámci neurorehabilitace volen přístup striktně individuálně dle potřeb postiženého.

Při přístrojové terapii musí být vždy přítomen terapeut, který celou cvičební jednotku vede. Terapie chůze na chodícím páse je vhodné doplnit o možnost propojení s virtuální realitou či využít zpětné vazby při terapii. Terapeut po celou dobu jednotky více či méně pacienta manuálně vede. Manuální vedení může probíhat skrz ovlivnění pohybů trupu, pánve, trojflexe postižené DK či samotným odvinutím plosky paretické nohy. Kombinace oslovení pacienta díky více impulzům nabízí především oslovení více systému ve stejný čas, ale také přináší větší škálu možností samotné terapie, čímž se daří udržovat pacienta stále maximálně aktivního a motivovaného během jednotlivých terapií.

Výsledky této diplomové práce hodnotí parametry chůze na chodícím páse Zebris. Ke zhodnocení výsledků byly použity reporty ze systému Zebris a chůzové testy, které ukázaly statisticky významné rozdíly v parametrech chůze u pacientů po CMP.

Práce nabízí i další možnosti, jak k testování pacientů po CMP přistupovat, a na jaké další konkrétní parametry se při měření zaměřit tak, aby mohla být pacientům poskytována maximální možná péče k dosažení co největší samostatnosti a soběstačnosti.

## 5.9 Limity studie

Mezi limity studie patří časová vytíženost pacientů, kteří podstupují různé druhy terapie, další měření a různá vyšetření. Do diplomové práce bylo celkem původně zařazeno 13 probandů, z čehož 5 z nich bylo nutné ze studie vyřadit. U většiny z vyřazených nebylo možné provést celé plnohodnotné 2. měření, tudíž nemohli být do vyhodnocování výsledků měření zahrnuti.

Pro zařazení do studie byla již na začátku stanovena přísná kritéria, která museli probandi splňovat. Tato kritéria však nelze nijak snižovat či výrazně měnit. Naopak, jak bylo zmíněno výše v diskuzi, pro co nejobektivnější výsledky studie by bylo nejvhodnější, aby se probandi shodovali v co nejvíce parametrech. Pro tuto studii se jednalo o pacienty po první atace ischemické CMP, přičemž nebylo striktně určeno konkrétní povodí léze, které také významně ovlivňuje pacientův stav po mrtvici.

Široká věková kategorie, do které mohli pacienti spadat má také určitý vliv na výsledky, protože například rychlost chůze byla pravděpodobně u starších jedinců pomalejší již před vznikem CMP. Tato data však samozřejmě nejsou k dispozici, takže to lze jen odhadovat.

Nakonec bylo do studie zařazeno pouze 8 probandů (1 žena a 7 mužů), takže došlo k nevyváženému poměru ženy : muži. Tomuto však odpovídá i fakt, že mužské pohlaví je řazeno mezi rizikové faktory vzniku CMP.

Jedním z dalších kritérií byla schopnost samostatné chůze, což bylo vzhledem k tématu studie hlavním kritériem pro možnost účasti na měření. Byla využita Funkční klasifikace chůze (FAC), přičemž jedinci museli splňovat minimálně stupeň 4 ze stupnice FAC, což se následně ukázalo také jako jeden z limitů studie, protože by bylo vhodnější, kdyby pacienti začínali na stejné úrovni, tudíž s podobnými motorickými schopnostmi, a nebyl by tak mezi probandy při 1. měření rozdíl v dosažené úrovni FAC. Také z tohoto důvodu probandi, kteří se účastnili studie a dosáhli již na počátku terapie vyššího skóre FAC, opouštěli rehabilitační oddělení nemocnice dříve po 1. měření než probandi s nižším úvodním skóre FAC. Minimální doba mezi 1. a 2. měřeními byla stanovena na 7 dní, přičemž se jedná o relativně krátkou dobu mezi měřeními a dále je s tím spojená i vzniklá nehomogenost zkoumaného souboru, protože někteří pacienti byli propuštěni do domácí péče později, a tak 2. měření probíhalo déle.

Pro zařazení do dalších studií by dále mělo být zvaženo zapojení dalšího standardizovaného testu pro vstup do samotné studie, které by zajišťovalo co nejlepší homogenitu zkoumaného celku z hlediska schopnosti samostatné chůze.

Celkovou roli určitě kromě věku probanda hraje také celková fyzická zdatnost a psychické rozpoložení jedince před mrtvicí a po ní. Pokud se nedaří pacienta správně v rámci terapie motivovat, může to významně ovlivnit naměřené hodnoty. S tímto se však při spolupráci s lidmi musí počítat v každé studii.

Shrnutím lze říci, že pro zlepšení homogenity souboru by pomohlo, kdyby kritéria pro počet dní mezi 1. a 2. měřeními byla zvolena pevně, nehledě na případný dřívější či pozdější odchod pacientů do domácí péče. Limitem však i nadále zůstává počet dní po atace, protože pacient musí zkrátka nejdříve dosáhnout samostatné chůze, než se může podobného měření zúčastnit. Toto by asi mohlo být lépe vyřešeno dosažením stejné úrovně v rámci hodnocení chůze pomocí FAC, a ne minimální hodnotou 4. Tím pádem by došlo k vyřazení pacientů, kteří již v začátku dosahují lepších hodnot v parametrech chůze než ostatní. Popřípadě by bylo vhodné zvážit zařazení dalšího chůzového testu, například TUG testu, který by se také stal vstupním kritériem pro studii.



## Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zhodnocení parametrů chůze u pacientů po CMP. V rámci studie probíhala 2 měření, která porovnávala efekt terapie. Probandi mezi měřeními absolvovali rehabilitační léčbu, která byla poskytována na rehabilitačním lůžkovém oddělení FNOL se zařazením chodícího pásu do jejich každodenní terapie jako přídatkem ke klasické rehabilitaci. Parametry krokového cyklu chůze byly zpracovány z reportů systému Zebris a z chůzových testů.

Významných výsledků dosáhli probandi především ve zlepšení rychlosti chůze po zemi, které byly prokázány díky chůzovým testům 10MWT pohodlným i nejrychlejším tempem chůze a u TUG testu.

Statisticky významné rozdíly byly zaznamenány i v jednotlivých fázích krokového cyklu, kde došlo ke zlepšení procentuálních parametrů jednotlivých krokových fází.

U maximálního tlakového působení byl statisticky významný posun pozorován pouze pro předonoží paretické i neparetické DK. U procentuálního vyjádření času stejné fáze, po který je vyvinuta maximální síla, byly signifikantní výsledky pozorovány naopak pro zadonoží.

I navzdory tomu, že ne u všech zkoumaných hodnot došlo ke statisticky významným výsledkům, lze z nich vyvodit, že ke zlepšení chůze u probandů došlo. A to i proto, že tam, kde nebyly shledány statisticky významné výsledky, tak i u těchto hodnot byly pozorovány tendence progresu. Výsledky podporuje i zvýšení rychlosti chůze na páse mezi 1. a 2. měřeními a taktéž zlepšení v hodnocení Funkční klasifikace chůze. Mimo to jsou pro terapeuty neméně hodnotné subjektivní pocity zlepšení přímo od samotných pacientů.

Výsledky jsou podstatné pro klinickou praxi, potvrzují účinnost zařazení přístrojové rehabilitace, konkrétně chodícího pásu, při terapii u pacientů po ICMP. Rehabilitační léčba má pro pacienty pozitivní účinky. Navíc využití chodícího pásu potvrzují i další studie, které zkoumaly efekt terapie na chodícím páse v rámci akutního i chronického stádia CMP.

## Referenční seznam

- ADAMS, H P, B H BENDIXEN, L J KAPPELLE, J BILLER, B B LOVE, D L GORDON a E MARSH. 1993. Classification of subtype of acute ischemic stroke. Definitions for use in a multicenter clinical trial. TOAST. Trial of Org 10172 in Acute Stroke Treatment. *Stroke* [online]. **24**(1), 35-41 [cit. 2020-03-03]. DOI: 10.1161/01.STR.24.1.35. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.STR.24.1.35>.
- ALZHRANI, Matar, Catherine DEAN a Louise ADA. 2011. Relationship between walking performance and types of community-based activities in people with stroke: an observational study. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [online]. **15**(1), 45-51 [cit. 2020-03-23]. DOI: 10.1590/S1413-35552011005000002. ISSN 1413-3555.
- AMBLER, Zdeněk. 2006. *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]*. 6., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén. ISBN 80-726-2433-4.
- BASTLOVÁ, Petra. 2018. *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. 2. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5301-9.
- BASTLOVÁ, Petra, Zuzana JURUTKOVÁ, Jana TOMSOVÁ a Anna ZELENÁ. 2015. *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4640-0.
- BAUER, Jiří. 2010. Cévní mozkové příhody. *Kapitoly z kardiologie pro praktické lékaře* [online]. **2**(4), 122-132 [cit. 2020-03-19]. ISSN 1803-7542. Dostupné z: <https://www.tribune.cz/clanek/20216-cevni-mozkove-prihody>.
- BELDA-LOIS, Juan-Manuel, Silvia MENA-DEL HORNO, Ignacio BERMEJO-BOSCH, et al. 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **8**(1) [cit. 2019-01-22]. DOI: 10.1186/1743-0003-8-66. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-8-66>.
- BRYNDZIAR, Tomáš, Petra ŠEDOVÁ a Robert MIKULÍK. 2017. Stroke Incidence in Europe – a Systematic Review. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. **80/113**(2), 180-189 [cit. 2020-03-09]. DOI: 10.14735/amcsnn2017180. ISSN 12107859. Dostupné z: <http://www.csnn.eu/en/czech-slovak-neurology-article/stroke-incidence-in-europe-a-systematic-review-60563>.

- CANNING, Colleen G., Louise ADA a Serene S. PAUL. 2009. Is automaticity of walking regained after stroke? *Disability and Rehabilitation* [online]. **28**(2), 97-102 [cit. 2020-05-22]. DOI: 10.1080/09638280500167712. ISSN 0963-8288. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09638280500167712>.
- CARMO, A.A., A.F.R. KLEINER, P.H. Lobo da COSTA a R.M.L. BARROS. 2012. Three-dimensional kinematic analysis of upper and lower limb motion during gait of post-stroke patients. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* [online]. **45**(6), 537-545 [cit. 2020-05-21]. DOI: 10.1590/S0100-879X2012007500051. ISSN 0100-879X. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22473324/>.
- COLLEN, Fiona M., Derick T. WADE a Carole M. BRADSHAW. 2009. Mobility after stroke: Reliability of measures of impairment and disability. *International Disability Studies* [online]. **12**(1), 6-9 [cit. 2020-03-16]. DOI: 10.3109/03790799009166594. ISSN 0259-9147. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/03790799009166594>.
- CORBETTA, Davide, Federico IMERI a Roberto GATTI. 2015. Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [online]. **61**(3), 117-124 [cit. 2019-01-22]. DOI: 10.1016/j.jphys.2015.05.017. ISSN 18369553. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1836955315000569>.
- DIERICK, Frédéric, Mélanie DEHAS, Jean-Luc ISAMBERT, Soizic INJEYAN, Anne-France BOUCHÉ, Yannick BLEYENHEUFT, Sigal PORTNOY a Steven Allen GARD. 2017. Hemorrhagic versus ischemic stroke: Who can best benefit from blended conventional physiotherapy with robotic-assisted gait therapy? *PLOS ONE* [online]. **12**(6) [cit. 2020-03-16]. DOI: 10.1371/journal.pone.0178636. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0178636>.
- DIETZ, V. 2003. Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clinical Neurophysiology* [online]. **114**(8), 1379-1389 [cit. 2020-03-16]. DOI: 10.1016/S1388-2457(03)00120-2. ISSN 13882457. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245703001202>.
- DRUŻBICKI, Mariusz, Grzegorz PRZYSADA, Agnieszka GUZIK, Agnieszka BRZOZOWSKA-MAGOŃ, Krzysztof KOŁODZIEJ, Andzelina WOLAN-NIERODA,

- Joanna MAJEWSKA a Andrzej KWOLEK. 2018. The Efficacy of Gait Training Using a Body Weight Support Treadmill and Visual Biofeedback in Patients with Subacute Stroke: A Randomized Controlled Trial. *BioMed Research International* [online]. 2018, 1-10 [cit. 2019-01-22]. DOI: 10.1155/2018/3812602. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2018/3812602/>
- ENOKA, Roger M. 2008. *Neuromechanics of human movement*. 4th ed. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6679-2.
- FEIGIN, Valery L. 2007. *Cévní mozková příhoda: prevence a léčba mozkového iktu*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-428-7.
- FEIGIN, Valery L, Gregory A ROTH, Mohsen NAGHAVI, et al. 2016. Global burden of stroke and risk factors in 188 countries, during 1990–2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *The Lancet Neurology* [online]. **15**(9), 913-924 [cit. 2020-03-18]. DOI: 10.1016/S1474-4422(16)30073-4. ISSN 14744422. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1474442216300734>.
- GAGE, James R., ed. 2009. *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy*. London: Mac Keith Press, xiv, 644 s. Clinics in Developmental Medicine, no. 180-181. ISBN 978-1-898683-65-0.
- GRASSO, R., M. ZAGO a F. LACQUANITI. 2000. Interactions Between Posture and Locomotion: Motor Patterns in Humans Walking With Bent Posture Versus Erect Posture. *Journal of Neurophysiology* [online]. **83**(1), 13 [cit. 2020-03-09]. DOI: 10.1152/jn.2000.83.1.288. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.2000.83.1.288>.
- GUZIK, Amy a Cheryl BUSHNELL. 2017. Stroke Epidemiology and Risk Factor Management. *CONTINUUM: Lifelong Learning in Neurology* [online]. **23**(1), 15-39 [cit. 2020-03-19]. DOI: 10.1212/CON.0000000000000416. ISSN 1080-2371. Dostupné z: <http://Insights.ovid.com/crossref?an=00132979-201702000-00007>.
- HAMILL, Joseph, Kathleen KNUTZEN a Timothy R. DERRICK. 2015. *Biomechanical basis of human movement*. 4th edition. Philadelphia: Wolters Kluwer, xi, 484 s. International Edition. ISBN 978-1-4511-9404-3.
- HANKEY, Graeme J. 2019. *Warlow's stroke: practical management*. Fourth edition. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell. ISBN 978-111-8492-420.

- HESSE, S., C. BERTELT, M. T. JAHNKE, A. SCHAFFRIN, P. BAAKE, M. MALEZIC a K. H. MAURITZ. 1995. Treadmill Training With Partial Body Weight Support Compared With Physiotherapy in Nonambulatory Hemiparetic Patients. *Stroke* [online]. **26**(6), 976-981 [cit. 2020-06-12]. DOI: 10.1161/01.STR.26.6.976. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.STR.26.6.976>.
- HSU, An-Lun, Pei-Fang TANG a Mei-Hwa JAN. 2003. Analysis of Impairments Influencing Gait Velocity and Asymmetry of Hemiplegic Patients After Mild to Moderate Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **84**(8), 1185-1193 [cit. 2020-03-19]. DOI: 10.1016/S0003-9993(03)00030-3. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999303000303>.
- HUANG, Helen J. a Daniel P. FERRIS. 2004. Neural coupling between upper and lower limbs during recumbent stepping. *Journal of Applied Physiology* [online]. **97**(4), 1299-1308 [cit. 2020-03-19]. DOI: 10.1152/jappphysiol.01350.2003. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.01350.2003>.
- CHESEBROUGH, Sam, Babak HEJRATI a John HOLLERBACH. 2019. The Treadport: Natural Gait on a Treadmill. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society* [online]. **61**(5), 736-748 [cit. 2020-05-21]. DOI: 10.1177/0018720818819951. ISSN 0018-7208. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0018720818819951>.
- JANSSEN, Heidi, Julie BERNHARDT, Janice M. COLLIER, Emily S. SENA, Patrick MCEL DUFF a John ATTIA. 2010. An Enriched Environment Improves Sensorimotor Function Post-Ischemic Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. **24**(9), 12 [cit. 2020-03-09]. DOI: 10.1177/1545968310372092. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968310372092>.
- JØRGENSEN, Henrik S., Hirofumi NAKAYAMA, Hans O. RAASCHOU a Tom S. OLSEN. 1995. Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **76**(1), 27-32 [cit. 2020-02-26]. DOI: 10.1016/S0003-9993(95)80038-7. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999395800387>.
- KALINA, Miroslav. 2008. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-107-9.

- KALITA, Zbyněk. 2006. *Akutní cévní mozkové příhody: diagnostika, patofyziologie, management*. Praha: Maxdorf. Jessenius. ISBN 80-859-1226-0.
- KALVACH, Pavel, a kol. 2010. *Mozkové ischemie a hemoragie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2765-3.
- KALVACH, Zdeněk. 2004. *Geriatric a gerontologie*. Praha: Grada. ISBN 80-247-0548-6.
- KAŇOVSKÝ, Petr a Roman HERZIG. 2007. *Speciální neurologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 97-880-244-1664-9.
- KIM, Jonghyun, Hyung-Soon PARK a Diane L. DAMIANO. 2015. An Interactive Treadmill Under a Novel Control Scheme for Simulating Overground Walking by Reducing Anomalous Force. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* [online]. **20**(3), 1491-1496 [cit. 2020-05-04]. DOI: 10.1109/TMECH.2014.2341039. ISSN 1083-4435. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6881690/>.
- KIRTLEY, Chris. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier, xii, 316 s. ISBN 0-4431-0009-8.
- KOLÁŘ, Pavel. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘOVÁ, Barbora. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.
- KOLLEN, Boudewijn, Gert KWAKKEL a Eline LINDEMAN. 2006. Functional Recovery After Stroke: A Review of Current Developments in Stroke Rehabilitation Research. *Reviews on Recent Clinical Trials* [online]. **1**(1), 75-80 [cit. 2020-03-06]. DOI: 10.2174/157488706775246111. ISSN 15748871. Dostupné z: <http://www.eurekaselect.com/56719/article>.
- KRAČMAR, Bronislav, Martina CHRÁSTKOVÁ a Radka BAČÁKOVÁ. 2016. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-802-4633-794.
- KROBOT, Alois, Barbora KOLÁŘOVÁ, Petr KOLÁŘ, Bronislava SCHUSTEROVÁ a Jana TOMSOVÁ. 2017. Neurorehabilitace chůze po cévní mozkové příhodě. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. **80/113**(5), 7 [cit. 2020-03-09]. DOI:

- 10.14735/amcsnn2017521. ISSN 12107859. Dostupné z: <http://www.csmn.eu/en/czech-slovak-neurology-article/gait-neurorehabilitation-in-stroke-patients-61803>.
- LAMONTAGNE, Anouk a Joyce FUNG. 2004. Faster Is Better. *Stroke* [online]. **35**(11), 2543-2548 [cit. 2020-03-18]. DOI: 10.1161/01.STR.0000144685.88760.d7. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.STR.0000144685.88760.d7>.
- Learning to walk again: Gait analysis and gait training for rehabilitation. 2018. *Zebris* [online]. Germany: zebris Medical [cit. 2020-03-19]. Dostupné z: [https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF/zebris-Prospekte-EN/Rehawalk\\_181110\\_en\\_web.pdf](https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF/zebris-Prospekte-EN/Rehawalk_181110_en_web.pdf).
- LEE, Song Joo a Joseph HIDLER. 2008. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology* [online]. **104**(3), 747-755 [cit. 2020-04-22]. DOI: 10.1152/jappphysiol.01380.2006. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <https://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.01380.2006>.
- LEXELL, Jan, Ulla-Britt FLANSBJER, Anna Maria HOLMBÄCK, David DOWNHAM a Carolyn PATTEN. 2005. RELIABILITY OF GAIT PERFORMANCE TESTS IN MEN AND WOMEN WITH HEMIPARESIS AFTER STROKE. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. **37**(2), 75-82 [cit. 2020-03-16]. DOI: 10.1080/16501970410017215. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <https://medicaljournals.se/jrm/content/abstract/10.1080/16501970410017215>.
- LIPPERTOVÁ-GRÜNEROVÁ, Marcela. 2009. *Trauma mozku a jeho rehabilitace*. Praha: Galén, 148 s. ISBN 9788072625697.
- MAAIJWEE, Noortje A. M. M., Loes C. A. RUTTEN-JACOBS, Pauline SCHAAPSMEERDERS, Ewoud J. VAN DIJK a Frank-Erik DE LEEUW. 2014. Ischaemic stroke in young adults: risk factors and long-term consequences. *Nature Reviews Neurology* [online]. **10**(6), 315-325 [cit. 2020-03-16]. DOI: 10.1038/nrneurol.2014.72. ISSN 1759-4758. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/nrneurol.2014.72>.
- MARKUS, Hugh S. 2003. *Stroke genetics*. New York: Oxford University Press. ISBN 01-985-1586-3.

- MAURER, C., G. SCHWEIGART a T. MERGNER. 2006. Pronounced overestimation of support surface tilt during stance. *Experimental Brain Research* [online]. **168**(1-2), 41-50 [cit. 2020-03-18]. DOI: 10.1007/s00221-005-0087-x. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-005-0087-x>.
- Measuring results step by step – zebris motion analysis: Interview with Stefan Lehnen, International Sales Manager, zebris Medical GmbH. 2018. *MEDICA MAGAZINE* [online]. [cit. 2019-02-25]. Dostupné z: [https://www.medica-tradefair.com/cgi-bin/md\\_medica/lib/pub/tt.cgi/Measuring\\_results\\_step\\_by\\_step\\_%E2%80%93\\_zebris\\_motion\\_analysis.html?oid=89464&lang=2&ticket=g\\_u\\_e\\_s\\_t&fbclid=IwAR1ECMS8UAYJOr8bnBS4JkHOXOG\\_1xP-CU85a2FRTHg02o1b8RFnN\\_mDR94](https://www.medica-tradefair.com/cgi-bin/md_medica/lib/pub/tt.cgi/Measuring_results_step_by_step_%E2%80%93_zebris_motion_analysis.html?oid=89464&lang=2&ticket=g_u_e_s_t&fbclid=IwAR1ECMS8UAYJOr8bnBS4JkHOXOG_1xP-CU85a2FRTHg02o1b8RFnN_mDR94).
- MEHRHOLZ, Jan, Katja WAGNER, Katja RUTTE, Daniel MEIBNER a Marcus POHL. 2007. Predictive Validity and Responsiveness of the Functional Ambulation Category in Hemiparetic Patients After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **88**(10), 1314-1319 [cit. 2020-03-16]. DOI: 10.1016/j.apmr.2007.06.764. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999307004467>.
- MEHRHOLZ, Jan, Simone THOMAS a Bernhard ELSNER. 2017. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. **8**(CD002840), 228 [cit. 2020-03-18]. DOI: 10.1002/14651858.CD002840.pub4. ISSN 14651858. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD002840.pub4>.
- MIKULA. 2008. REHABILITACE PO CMP. *Kardiologické revue* [online]. Rehabilitační sanatorium Karviná – Lázně Darkov, a. s., 2008, **10**(2), 8 [cit. 2020-03-03]. Dostupné z: <https://www.kardiologickarevue.cz/casopisy/kardiologiccka-revue/2008-2/rehabilitace-po-cmp-31777>.
- MUNOZ-ORGANERO, Mario, Jack PARKER, Lauren POWELL a Susan MAWSON. 2016. Assessing Walking Strategies Using Insole Pressure Sensors for Stroke Survivors. *Sensors* [online]. **16**(10) [cit. 2020-05-23]. DOI: 10.3390/s16101631. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://www.mdpi.com/1424-8220/16/10/1631>.



- MURRAY a LOPEZ. 1996. The global burden of disease: A comprehensive assessment of mortality and disability from diseases, injuries, and risk factors in 1990 and projected to 2020. Boston, USA. ISBN 0-9655466-0-8.
- MUSCOGIURI, Giovanna, Cedric ANNWEILER, Guillaume DUVAL, et al. 2017. Vitamin D and cardiovascular disease: From atherosclerosis to myocardial infarction and stroke. *International Journal of Cardiology* [online]. **230**, 577-584 [cit. 2020-03-16]. DOI: 10.1016/j.ijcard.2016.12.053. ISSN 01675273. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167527316345417>.
- NAM, Ki-Won, Jae-Chung GO a Yong-Pil YANG. 2019. Effects of a Vestibular Stimulation Training Program on the Gait of Chronic Stroke Patients. *Journal of The Korean Society of Physical Medicine* [online]. **14**(1), 35-41 [cit. 2020-03-16]. DOI: 10.13066/kspm.2019.14.1.35. ISSN 1975-311X. Dostupné z: <http://www.jkspm.org/journal/view.html?doi=10.13066/kspm.2019.14.1.35>.
- NEUMANNOVÁ, Kateřina, Miroslav JANURA, Zuzana KOVÁČIKOVÁ, Zdeněk SVOBODA a Lukáš JAKUBEC. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.
- NEVŠÍMALOVÁ, Soňa, Jiří TICHÝ a Evžen RŮŽIČKA, et al. 2002. *Neurologie*. Praha: Galén. ISBN 80-726-2160-2.
- O'DONNELL, Martin J, Siu Lim CHIN, Sumathy RANGARAJAN, et al. 2016. Global and regional effects of potentially modifiable risk factors associated with acute stroke in 32 countries (INTERSTROKE): a case-control study. *The Lancet* [online]. **388**(10046), 761-775 [cit. 2020-03-09]. DOI: 10.1016/S0140-6736(16)30506-2. ISSN 01406736. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140673616305062>.
- OH, Seunghue, Minsu SONG a Jonghyun KIM. 2018. Validating attentive locomotion training using interactive treadmill: an fNIRS study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **15**(1), 11 [cit. 2020-04-22]. DOI: 10.1186/s12984-018-0472-x. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-018-0472-x>.
- PAGE, Stephen J, David R GATER a Paul BACH-Y-RITA. 2004. Reconsidering the motor recovery plateau in stroke rehabilitation11No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit

- upon the author(s) or upon any organization with which the author(s) is/are associated. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **85**(8), 1377-1381 [cit. 2020-03-04]. DOI: 10.1016/j.apmr.2003.12.031. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999304002618>.
- PANTANO, Patrizia, Rita FORMISANO, Monica RICCI, et al. 1996. Motor recovery after stroke. *Brain* [online]. **119**(6), 10 [cit. 2020-03-09]. DOI: 10.1093/brain/119.6.1849. ISSN 0006-8950. Dostupné z: <https://academic.oup.com/brain/article-lookup/doi/10.1093/brain/119.6.1849>.
- PARK, Yu-Hyung, Chi-ho LEE a Byoung-Hee LEE. 2013. Clinical usefulness of the virtual reality-based postural control training on the gait ability in patients with stroke. *Journal of Exercise Rehabilitation* [online]. **9**(5), 489-494 [cit. 2019-01-22]. DOI: 10.12965/jer.130066. ISSN 2288-176X. Dostupné z: <http://www.e-jer.org/journal/view.php?number=2013600078>.
- PEKNA, Marcela, Milos PEKNY a Michael NILSSON. 2012. Modulation of Neural Plasticity as a Basis for Stroke Rehabilitation. *Stroke* [online]. **43**(10), 2819-2828 [cit. 2020-03-09]. DOI: 10.1161/STROKEAHA.112.654228. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/STROKEAHA.112.654228>.
- PENNYCOTT, Andrew, Dario WYSS, Heike VALLERY, Verena KLAMROTH-MARGANSKA a Robert RIENER. 2012. Towards more effective robotic gait training for stroke rehabilitation: a review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **9**(65) [cit. 2020-03-18]. DOI: 10.1186/1743-0003-9-65. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-9-65>.
- PERRY, Jacquelin a Judith M. BURNFIELD. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function. 2nd ed.* Thorofare, NJ: SLACK. ISBN 978-1-55642-766-4.
- PERRY, Jacquelin, Mary GARRETT, JoAnne K. GRONLEY a Sara J. MULROY. 1995. Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke* [online]. **26**(6), 982-989 [cit. 2020-05-05]. DOI: 10.1161/01.STR.26.6.982. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.STR.26.6.982>.
- PIZZI, A, G CARLUCCI, C FALSINI, F LUNGHI a S VERDESCA. 2007. Gait in hemiplegia: evaluation of clinical features with the Wisconsin Gait Scale. *Journal of Rehabilitation*

*Medicine* [online]. **39**(2), 170-174 [cit. 2020-03-18]. DOI: 10.2340/16501977-0026. ISSN 0001-5555. Dostupné z: <https://medicaljournals.se/jrm/content/abstract/10.2340/16501977-0026>.

POLESE, Janaine C., Louise ADA, Catherine M. DEAN, Lucas R. NASCIMENTO a Luci F. TEIXEIRA-SALMELA. 2013. Treadmill training is effective for ambulatory adults with stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [online]. **59**(2), 73-80 [cit. 2020-03-04]. DOI: 10.1016/S1836-9553(13)70159-0. ISSN 18369553. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1836955313701590>.

POLLOCK, Alex, Gillian BAER, Pauline CAMPBELL, Pei Ling CHOO, Anne FORSTER, Jacqui MORRIS, Valerie M POMEROY a Peter LANGHORNE. 2014. Physical rehabilitation approaches for the recovery of function and mobility following stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. **4**(CD001920), 399 [cit. 2020-03-16]. DOI: 10.1002/14651858.CD001920.pub3. ISSN 14651858. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD001920.pub3>.

PRADEL, Gilbert, Tong LI, Didier PRADON a Nicolas ROCHE. 2019. An Embedded Gait Analysis System for CNS Injury Patients. *Assistive and Rehabilitation Engineering* [online]. IntechOpen, 2019-12-4, 23 [cit. 2020-03-09]. DOI: 10.5772/intechopen.83826. ISBN 978-1-78923-883-9. Dostupné z: <https://www.intechopen.com/books/assistive-and-rehabilitation-engineering/an-embedded-gait-analysis-system-for-cns-injury-patients>.

REISMAN, Darcy S., Katherine S. RUDOLPH a William B. FARQUHAR. 2009. Influence of Speed on Walking Economy Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. **23**(6), 529-534 [cit. 2020-03-19]. DOI: 10.1177/1545968308328732. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968308328732>.

REIF, Michal. 2011. Hodnotící škály používané u pacientů s cévní mozkovou příhodou. *Neurologie pro praxi* [online]. 1. neurologická klinika LF MU a FN u sv. Anny, Brno, **12**(Suppl. G), 12-15 [cit. 2020-03-17]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2011/92/05.pdf>.

RIBEIRO, Tatiana S., Emília M.G.S. SILVA, Isáira A.P. SILVA, Mayara F.P. COSTA, Fabrícia A.C. CAVALCANTI a Ana R. LINDQUIST. 2017. Effects of treadmill training with load addition on non-paretic lower limb on gait parameters after stroke: A

randomized controlled clinical trial. *Gait and posture* [online]. 54, 229-235 [cit. 2019-01-22]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.03.008. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636217300814>.

RODRIGUES-BARONI, Juliana M., Lucas R. NASCIMENTO, Louise ADA a Luci F. TEIXEIRA-SALMELA. 2014. Walking training associated with virtual reality-based training increases walking speed of individuals with chronic stroke: systematic review with meta-analysis. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [online]. 18(6), 502-512 [cit. 2020-03-09]. DOI: 10.1590/bjpt-rbf.2014.0062. ISSN 1413-3555.

SEGEL, Jay. 2012. The Next Generation: Noraxon's FDM-Treadmill System for Stance and Gait Analysis. *Podiatry Management* [online]. 158, 3 [cit. 2020-02-12]. Dostupné z: <http://www.segelpodiatry.com/pdf-articles/PodiatryManagementProfilesND12FDMT-1.pdf>.

SEGEL. 2013. FDM-Treadmill System. *Noraxon* [online]. USA [cit. 2020-03-19]. Dostupné z: <https://www.noraxon.com/clinicians-corner/fdm-treadmill-system/>.

SHEFFLER, Lynne R. a John CHAE. 2015. Hemiparetic Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. 26(4), 611-623 [cit. 2020-03-19]. DOI: 10.1016/j.pmr.2015.06.006. ISSN 10479651. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1047965115000534>.

SHIN, Seungho. 2014. Agreement between the spatio-temporal gait parameters from treadmill-based photoelectric cell and the instrumented treadmill system in healthy young adults and stroke patients. *Medical Science Monitor* [online]. 20, 1210-1219 [cit. 2020-05-21]. DOI: 10.12659/MSM.890658. ISSN 1643-3750. Dostupné z: <http://www.medscimonit.com/abstract/index/idArt/890658>.

SKAABY, Tea, Betina H. THUESEN a Allan LINNEBERG. 2017. Vitamin D, Cardiovascular Disease and Risk Factors. *Ultraviolet Light in Human Health, Diseases and Environment* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2017-11-09, 996, 221-230 [cit. 2020-03-19]. Advances in Experimental Medicine and Biology. DOI: 10.1007/978-3-319-56017-5\_18. ISBN 978-3-319-56016-8. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-56017-5\\_18](http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-56017-5_18).

TALLY, Zachary, Laura BOETEFUER, Courtney KAUK, Gabriela PEREZ, Lorraine SCHRAND a Jeffrey HODER. 2017. The efficacy of treadmill training on balance

- dysfunction in individuals with chronic stroke: a systematic review. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. **24**(7), 539-546 [cit. 2020-05-21]. DOI: 10.1080/10749357.2017.1345445. ISSN 1074-9357. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10749357.2017.1345445>.
- TILSON, Julie K., Katherine J. SULLIVAN, Steven Y. CEN, Dorian K. ROSE, Cherisha H. KORADIA, Stanley P. AZEN a Pamela W. DUNCAN. 2010. Meaningful Gait Speed Improvement During the First 60 Days Poststroke: Minimal Clinically Important Difference. *Physical Therapy* [online]. **90**(2), 196-208 [cit. 2020-03-06]. DOI: 10.2522/ptj.20090079. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/90/2/196/2737809>.
- VAŘEKA, Ivan, Michal BEDNÁŘ a Renata VAŘEKOVÁ. 2016. Robotická rehabilitace chůze. *Česká a Slovenská Neurologie a Neurochirurgie* [online]. **79**(112), 168-172 [cit. 2020-03-16]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/305220367\\_Roboticka\\_rehabilitace\\_chuze](https://www.researchgate.net/publication/305220367_Roboticka_rehabilitace_chuze).
- VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VOTAVA, Jiří. 2001. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi* [online]. (4), 184-189 [cit. 2020-03-09]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2001/04/06.pdf>.
- Zebris FDM: Software Manual* [online]. 2017. Isny im Allgaeu: Textrelease R1 [cit. 2020-03-19]. Dostupné z: [https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF-Manuals/Medizin/Software/Alte\\_Versionen/Manual\\_zebris\\_FDM\\_1.16.x\\_R1\\_EN\\_web.pdf](https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF-Manuals/Medizin/Software/Alte_Versionen/Manual_zebris_FDM_1.16.x_R1_EN_web.pdf).
- ZEHR, E. Paul, Jaclyn E. BALTER, Daniel P. FERRIS, Sandra R. HUNDZA, Pamela M. LOADMAN a Rebecca H. STOLOFF. 2007. Neural regulation of rhythmic arm and leg movement is conserved across human locomotor tasks. *The Journal of Physiology* [online]. **582**(1), 209-227 [cit. 2020-03-16]. DOI: 10.1113/jphysiol.2007.133843. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1113/jphysiol.2007.133843>.
- ZEHR, E. Paul a Jacques DUYSSENS. 2016. Regulation of Arm and Leg Movement during Human Locomotion. *The Neuroscientist* [online]. **10**(4), 347-361 [cit. 2020-03-04].

DOI: 10.1177/1073858404264680. ISSN 1073-8584. Dostupné z:  
<http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1073858404264680>.

## Seznam zkratek

ACM	a. cerebri media
ADL	Activities of Daily Living
AVM	arteriovenózní malformace
BG	bazální ganglia
BI	Barthel Index
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
CoP	centre of pressure
CPG	central pattern generators
CT	computed tomography (počítačová tomografie)
DK(K)	dolní končetina (dolní končetiny)
DM	diabetes mellitus
FAC	Functional Ambulation Category
FDM	Force Distribution Measurement
FIM	Functional Independance Measure
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
ICMP	ischemická cévní mozková příhoda
HK(K)	horní končetina (horní končetiny)
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub
LDK	levá dolní končetina
MR	magnetická rezonance
MRA	magnetické rezonanční angiografie
MWT	Meter Walk Test
NDT	neuro–developmental treatment
NIHSS	The National Institute of Health Stroke Scale
PDK	pravá dolní končetina
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
SAK	subarachnoidální krvácení
SD	standard deviation (směrodatná odchylka)
TIA	tranzitorní ischemická ataka
TUG	Timed Up and Go
TOAST	Trial of Org in Acuta Stroke Treatment
RIND	reverzibilní ischemický neurologický deficit
VB	vertebrobazilární
VR	virtuální realita
WHO	World Health Organization

## Seznam obrázků

Obrázek 1 Fáze krokového cyklu (Zebris FDM, 2017) .....	31
Obrázek 2 COP analysis - Butterfly diagram (Zebris FDM, 2017) .....	32
Obrázek 3 Analýza 3 částí nohy (Zebris FDM, 2017) .....	33
Obrázek 4 Tabulka parametrů 3 částí nohy (Zebris FDM, 2017) .....	34
Obrázek 5 Výsledky porovnání jednotlivých fází krokového cyklu.....	44
Obrázek 6 Výsledky porovnání maximálního tlakového působení pro jednotlivé části nohy.	45
Obrázek 7 Výsledky porovnání procentuálního vyjádření času stejné fáze při maximálním silovém působení.....	47
Obrázek 8 Výsledky porovnání času z testu 10MWT.....	48
Obrázek 9 Výsledky porovnání času z TUG testu .....	49



## **Seznam tabulek**

Tabulka 1 Funkční klasifikace chůze (Bastlová et al., 2015).....	35
Tabulka 2 Charakteristika probandů .....	40
Tabulka 3 Parametry krokového cyklu .....	43
Tabulka 4 Maximální tlakové působení 3 částí nohy.....	45
Tabulka 5 Procentuální vyjádření času stejné fáze při maximálním silovém působení .....	46
Tabulka 6 Hodnoty 10MWT .....	48
Tabulka 7 Hodnoty TUG testu.....	49

## **Seznam příloh**

**Příloha 1** Informovaný souhlas

**Příloha 2** Ukázka probandovy chůze na páse

# Přílohy

## Příloha 1

### Informovaný souhlas

#### Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce – Hodnocení parametrů chůze na chodícím páse Zebris u pacientů po CMP

Období realizace: 2019 - 2020

Řešitelé projektu: Bc. Lucie Krausová

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném měření, jehož výsledky budou součástí mé diplomové práce. Cílem je zhodnotit parametry chůze pomocí chodícího pásu Zebris u pacientů po cévní mozkové příhodě. Při terapii bude dále hodnocena aktivita svalů pomocí elektromyografie. Vyšetření bude probíhat na začátku a na konci rehabilitační terapie. Výzkumný projekt zahrnuje: nalepení elektrod na očištěnou kůži, testování stoje s otevřenýma a zavřenýma očima na páse Zebris a chůzi na páse. Testování je dlouhé cca 30 minut.

Z účasti na výzkumu pro Vás vyplývají výhody zjištění, jaké byly Vaše parametry chůze před a po terapii. Možné riziko lze shledat v potencionální alergické reakci na lepicí pásku. Rychlost pásu Zebris bude přizpůsobena rychlosti probanda, aby nedošlo k pádu. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

#### **Prohlášení účastníka výzkumu**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámila mne s cíli, metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

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

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

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

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

\_\_\_\_\_

V \_\_\_\_\_ dne: \_\_\_\_\_

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**Příloha 2**  
**Ukázka probandovy chůze na páse**

