

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Bc. Nikola Sklenářová

**Klinické hodnocení chůze u pacientů po cévní  
mozkové příhodě v subakutním stádiu**

Diplomová práce

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

Olomouc 2022

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Klinické hodnocení chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě v subakutním stádiu

**Název práce v AJ:** Clinical evaluation of gait in patients in subacute stage after stroke

**Datum zadání:** 31. 1. 2020

**Datum odevzdání:** 20. 5. 2022

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

**Autor práce:** Bc. Nikola Sklenářová

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

**Oponent práce:** doc. MUDr. Ivanka Vlachová

### **Abstrakt v ČJ:**

#### **Klinické hodnocení chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě v subakutním stádiu**

**Úvod:** Chůze člověka je jedním z přirozených vzorů chování. Jakýkoliv zásah do mechanismu chůze v důsledku neurologického poškození je tedy zásahem do osobnosti člověka a jeho participace ve společnosti.

**Cíl:** Zhodnocení efektu rehabilitace na vybrané parametry stoje a chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě v subakutním stadiu.

**Metodika:** Výzkumu se zúčastnilo celkem 10 pacientů (7 mužů a 3 ženy), jejichž průměrný věk byl 66,4 let ( $SD \pm 6,4$  let). Pacienti byli po primotace v časném subakutním stádiu ischemické cévní mozkové příhody, která byla způsobena uzavěrem arteria cerebri media, Pacienti absolvovali klinická i přístrojová hodnocení. Pro klinické hodnocení rychlosti byl vybrán 10metrový test chůze (10MWT) a koordinační Timed Up and Go test (TUG). Stoj a chůze byly analyzovány na přístroji Zebris FDM-T. Pro stoj byly vybrány parametry 95% confidence ellipse area ( $mm^2$ ), a rychlost COP (Centre of pressure velocity v  $mm/sec$ ). Z parametrů chůze byla vybrána průměrná rychlost chůze ( $km/h$ ), procentuální vyjádření doby kontaktu chodidla s podložkou (Stance phase), jednotlivé části stojné fáze (Loading response, Midstance, Pre-swing), trvání švihové fáze (Swing phase) pro každou nohu zvlášť, z čehož byl zjištěn efekt na paretickou DK a rozdíly mezi paretickou a neparetickou DK, a fáze dvojí opory

(Double stance phase) (v %). Dále Maximum force pro každou nohu zvlášť, což je informace o síle zatížení jednotlivých částí chodidla (Forefoot, Midfoot, Backfoot), která byla přepočítána jako poměr hmotnosti a síly zatížení (v %). Byly porovnány výsledky RHB na paretickou DK a rozdíl mezi paretickou a neparetickou DK před a po RHB.

**Výsledky:** Došlo k signifikantnímu rozdílu v následujících naměřených hodnotách po RHB: v rychlosti chůze po rovině (10MWT) ( $p=0,04$ ) a v naměřených hodnotách rychlosti pro provedení TUG testu mezi ( $p=0,019$ ). v parametrech stoje: 95% confidence ellipse area ( $p=0,006$ ) a COP average velocity ( $p=0,04$ ), v analýze chůze v parametrech: rychlost chůze na páse ( $p=0,02$ ), rozdíl mezi paretickou a neparetickou DK v Loading response fázi krokového cyklu ( $p=0,047$ ), Loading response fáze paretické DK ( $p=0,009$ ) a rozdíl mezi paretickou a neparetickou DK v Maximum force ve střední části chodidla – Midfoot ( $p=0,02$ ).

**Závěr:** V této práci došlo k významným změnám v rychlosti chůze po rovině (10MWT) i na páse a při provedení koordinačně náročného testu (TUG), a to ve smyslu zrychlení. Došlo také ke zlepšení parametrů stoje směrem k lepší stabilitě a kontrole COP. Parametry chůze měřené na přístroji nevykazovaly tak výrazné změny při měření před a po RHB.

## **Abstrakt v AJ:**

### **Clinical evaluation of gait in post-stroke patients in subacute stage**

**Introductin:** Gait is one of the natural patterns of behavior. Therefore, any intervention in the gait mechanism due to neurological damage is an intervention in a personality and participation in society.

**Objective:** Evaluation of the effect of rehabilitation on selected stance and gait parameters in patients in the subacute stage after a cerebrovascular attack (CVA).

**Methodics:** A total of 10 patients (7 men and 3 women) with a mean age of 66.4 years ( $SD \pm 6.4$  years) participated in the study. They were after primeattack, in the early subacute stage of ischemic stroke, which was caused by occlusion of the cerebral media artery. The patients underwent clinical and instrumental stance and gait evaluations. A 10-meter walking test (10MWT) and Timed Up and Go test (TUG) were selected for coordination and for clinical speed evaluation. Standing and walking were analyzed on a Zebris FDM-T instrument. The parameters 95% confidence ellipse area ( $mm^2$ ) and COP speed (Center of pressure velocity in  $mm/sec$ ) were selected for the stand. From the walking parameters, the average walking speed ( $km/h$ ), the percentage expression of the foot contact time with the pad (Stance phase), the individual parts of the Stance phase (Loading response, Midstance, Pre-swing), the duration of the Swing phase, every one for each foot separately, from which the

effect on paretic lower limb (LL), the differences between paretic and non-paretic LL, and the double stance phase (in %) were found. Furthermore, Maximum force for each leg separately, which is information about the force of the load of individual parts of the foot (Forefoot, Midfoot, Backfoot), which was recalculated as the ratio of weight and load force (in %). RHB results for paretic LL and differences between paretic and non-paretic LL before and after RHB were compared.

**Results:** There was a significant difference after RHB in the measured values of walking speed (10MWT) ( $p = 0.04$ ), in the TUG test ( $p = 0.019$ ), in the standing parameters: 95% confidence ellipse area ( $p = 0.006$ ) and COP average velocity ( $p = 0.04$ ), In the gait analysis during the gait walking speed ( $p = 0.02$ ), difference between paretic and non-paretic lower limb in the Loading response phase of the step cycle ( $p = 0.047$ ), Loading response of paretic lower limb ( $p = 0.009$ ) and the difference between paretic and non-paretic lower limb in Maximum force in the Midfoot ( $p = 0.02$ ).

**Conclusion:** In this work, there were significant changes in walking speed (10MWT), also on treadmill and in performing a coordination-intensive test (TUG), in terms of acceleration. There has also been an improvement in standing parameters towards better stability and COP control. The walking parameters measured on the device did not show such significant changes after RHB.

**Klíčová slova:** chůze, cévní mozková příhoda, rehabilitace, klinické testy, Zebris

**Key words:** gait, stroke, rehabilitation, clinical test, Zebris

**Rozsah práce:** 80 stran/7 příloh

## **Prohlášení**

Tímto prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a v referenčním seznamu jsem uvedla všechny odborné a literární zdroje, které byly použity jako podklad pro tuto práci.

V Olomouci dne 20. 5. 2022

Podpis:.....

## **Poděkování**

Ráda bych tímto poděkovala PhDr. Barboře Kolářové, Ph.D. za odborné vedení, cenné rady a trpělivost při tvorbě této diplomové práce. Také bych chtěla poděkovat týmu fyzioterapeutů z Kineziologické laboratoře Rehabilitačního oddělení FNOL za pomoc a rady při měření a sběru dat. V neposlední řadě chci poděkovat za podporu a dodání motivace pro dokončení studia své rodině a všem, kteří mi tuto cestu svou oporou ulehčili.

# Obsah

Úvod.....	9
1 Přehled poznatků .....	11
1.1 Řízení lokomoce .....	11
1.1.1 Centrální generátory pohybu .....	11
1.1.2 Vliv korových a podkorových struktur na řízení pohybu.....	12
1.2 Parametry chůze člověka.....	15
1.2.1 Fáze krokového cyklu .....	15
1.2.2 Parametry chůze.....	16
1.3 Cévní mozková příhoda jako příčina poruch hybných funkcí člověka .....	19
1.4 Kineziologie chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě.....	20
1.4.1 Klinický obraz chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě.....	20
1.4.2 Časoprostorové charakteristiky chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě.....	22
1.5 Porucha rovnováhy ve stoji u pacientů po cévní mozkové příhodě .....	25
1.6 Možnosti vyšetření chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě.....	26
1.6.1 Vybrané klinické testy chůze.....	26
1.6.2 Vybrané možnosti přístrojového hodnocení chůze.....	28
2 Cíl práce .....	30
3 Metodika výzkumu .....	31
3.1 Charakteristika měřených osob .....	31
3.2 Postup měření a získání dat.....	31
3.3 Statistické hodnocení .....	33
4 Výsledky studie .....	34
4.1 Popisná statistika výsledků.....	34
4.2 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení.....	39
5 Diskuse.....	41
5.1 Trénink chůze v rámci rehabilitačního programu po cévní mozkové příhodě.....	43
5.2 Diskuse k hypotézám diplomové práce .....	46
5.2.1 Diskuse k hypotézám $H_{01}$ a $H_{A1}$ .....	46
5.2.2 Diskuse k hypotézám $H_{02}$ a $H_{A2}$ .....	48
5.2.3 Diskuse k hypotézám $H_{03}$ a $H_{A3}$ .....	51
5.2.4 Diskuse k hypotézám $H_{04}$ a $H_{A4}$ .....	53
5.2 Přínos pro praxi .....	56

5.4	Limity studie.....	57
	Závěr .....	58
	Referenční seznam: .....	59
	Seznam zkratek.....	71
	Seznam tabulek.....	72
	Seznam příloh.....	73
	Přílohy: .....	74



## Úvod

Bipedální chůze člověka je jedním z přirozených vzorů chování, které tento druh fylogeneticky a evolučně zvýhodnilo. Chůze je založena na motivaci s různými cíli, obecně můžeme říct, že chůzi využíváme k přežití. Člověk je schopen si díky chůzi zajistit obživu, nebo utéct před nebezpečím. Tento projev chování je také velmi individuálním znakem, podobně jako otisky prstů. Každý člověk má velmi personální znaky chůze, nikdo nechodí stejně jako někdo druhý. Určité znaky se však mohou dědit. Jakýkoliv zásah do mechanismu chůze, v důsledku úrazu nebo neurologického poškození, je tedy zásahem do osobnosti člověka a jeho schopnosti se účastnit společenského bytí.

Klinický obraz chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě závisí na oblasti a míře poškození mozku. Z tohoto důvodu se rozlišují různé typy chůze. S poruchou chůze souvisí i riziko pádů, strach z pádů a situace, kdy selhává mobilita pacienta důležitá pro aktivity každodenní činnosti. Tyto skutečnosti mohou mít negativní dopad na fyzickou zdatnost, sociální interakci a participaci v každodenním životě (Morris et al., 2017, s. 4). V důsledku je ovlivněno mentální zdraví a fyzická kondice, které jsou tak důležité v sekundární prevenci CMP (Middleton et al., 2013, s. 135). Asi 80 % subjektů postižených mozkovou příhodou má problémy s chůzí 3 měsíce po jejím nástupu. Navíc 70 % jedinců během prvního roku po mozkové příhodě zažije pád. K většině pádů dochází v důsledku ztráty rovnováhy při chůzi. Existuje tedy vysoké riziko pádu u samostatně chodících pacientů, u kterých přetrvávají symptomy po mozkové příhodě. (Beyaert et al., 2015, s. 339).

V této práci bylo cílem zhodnotit efekt rehabilitace u pacientů po CMP v subakutním stádiu. Tento efekt byl posuzován na základě dat měřených při vstupní a výstupní analýze v rozestupu dvou týdnů. Během této doby byli pacienti hospitalizováni ve Fakultní nemocnici v Olomouci na lůžkové části Rehabilitačního oddělení. V rámci rehabilitace byli pacienti podrobeni terapii s fyzioterapeutem, která probíhala dvakrát denně. Dále absolvovali jednou denně přístrojovou rehabilitaci.

K objektivnímu měření dat byly vybrány klinické testy, a to 10metrový test chůze pro získání informací o rychlosti chůze pacienta a Timed Up and Go test reflektující schopnost koordinace pacienta během chůze.

K dalšímu hodnocení chůze byl využit přístroj Zebris FDM-T se zabudovanou tlakovou plošinou. Na tomto přístroji byl analyzován stoj a chůze v relativně krátkém časovém intervalu.

K vyhledávání odborných článků, které sloužily jako teoretický podklad pro tvorbu diplomové práce byly využity on-line databáze PubMed Health, Research Gate, Science Direct, Medvik, ProQuest, EBSCO a Google Scholar. Dále byla využita knižní literatura.

BELDA-LOIS, J. M., MENA-DEL HORNO, S., BERMEJO-BOSCH, I. et al. 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 8(1), [cit. 2020-01-15]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-8-66>.

BEYAERT, C., VASA, R., FRYKBERG, G.E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 45(5), 335-355, [cit. 2020-01-16]. ISSN 09877053. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0987705315000696>

KOLÁŘOVÁ, B., STACHO, J., JIRÁČKOVÁ, M., KONEČNÝ P., NAVRÁTILOVÁ, L. 2019. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci*. 2. přepracované a doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.

MIDDLETON, L.E., CORBETT, D., BROOKS, D., SAGE, M.D., MACINTOSH, B.J., MCILROY, W.W., BLACK, S.E. 2013. Physical activity in the prevention of ischemic stroke and improvement of outcomes: A narrative review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 37(2), 133-137 [cit. 2020-01-15]. ISSN 01497634. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0149763412002011>

MORRIS, N.A., MERKLER, A.E., GIALDINI, G., KAMEL, H. 2017. Timing of Incident Stroke Risk After Cervical Artery Dissection Presenting Without Ischemia. *Stroke* [online]. 48(3), 551-555 [cit. 2020-01-15]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/STROKEAHA.116.015185>

# 1 Přehled poznatků

## 1.1 Řízení lokomoce

Lokomoce je výsledkem složitých dynamických dějů mezi centrálním programem a zpětnovazebnými mechanismy. Centrální program je určen páteřním obvodem, který je schopen generovat základní pohybový vzor. Dále je určen sestupnými drahami, které lokomoci spouští, zastavují a řídí. Zpětná vazba vychází z aference svalů, kůže a některých smyslů (Belda-Lois et al., 2011, s. 2).

Přesun z jednoho místa na druhé vyžaduje zapojení těla a končetin do cyklicky probíhajících vzorů, které jsou ze své podstaty nestabilní. Tato aktivita vyžaduje narušení statického držení těla. Trup představuje 50% celkové hmotnosti člověka. Navíc se při pohybu vpřed opakovaně zvedá těžiště, což znamená neustálé držení rovnováhy. Trup má složitou strukturu s vysoce členitou a hustou svalovinou. Toto uspořádání umožňuje všestranné zapojení k plnění velkého množství úkolů, při kterých je kladen důraz na zachování přiměřené rovnováhy (Guillaud et al., 2020, s. 4). Kloubní segmenty těla se zcela odlišnou hmotností a setrvačností jsou spojeny svaly s vlastními viskoelastickými vlastnostmi a jejich celek je zodpovědný za výrobu síly a kinematiky. Důsledkem je, že každý jednotlivý kloubní pohyb zahrnuje dynamické interakce s ostatními segmenty kinematického řetězce, což vyvolává posturální poruchy (Beyaert et al., 2015, s. 336).

Tato všestrannost může být výhodou, ale také nevýhodou zejména při lokomoci, kdy pohyby trupu musí být regulovány kombinací anticipačních a reaktivních svalových akcí. Proto je pochopení axiální dynamiky důležité, neboť tato aktivita je základní složkou lokomoce (Guillaud, et al., 2020, s. 4). Tedy celkové chování těla a končetin při chůzi je určeno čistými silami a kroutivými momenty vyplývajícími ze souhry nervových a mechanických faktorů (Laquaniti et al., 2012, s. 2190-2191).

Ačkoliv není lokomoce reflexního původu, je důležité její ovlivnění propioceptivními podněty. Předpokládá se, že tato reflexní činnost upravuje výsledný pohybový vzorec tak, aby byl doladěný do prostředí a terénu, ve kterém je vykonáván (Králíček, 2011, s. 7).

### 1.1.1 Centrální generátory pohybu

Pohyb je výsledkem spuštění předem zakódovaného pohybového vzorce v paměti neuronální sítě označované jako generátor vzorce pohybu (CPG). Tento generátor je uložen ve spinální míše, a to pro každou končetinu zvlášť (Králíček, 2011, s. 7). Tyto sítě jsou popsány

jako vrozené, avšak přizpůsobené a zdokonalené zkušeností. Tři principy charakterizující CPG jsou:

1. Schopnost vytvářet vlastní aktivitu, a to rytmicky nezávisle na senzoričkových vstupech.
2. Přítomnost neuronového obvodu, který je vývojově definován.
3. Přítomnost modulačních okruhů z centrálních a periferních vstupů (Belda-Lois et al., 2011, s. 2-3).

Spouštěčem tohoto generátoru je oblast retikulární formace středního mozku označována jako mesencefalická lokomoční oblast. Tato oblast také určuje charakter pohybu, tedy zda bude vykonána chůze, běh či jiný druh pohybu kupředu (Králíček, 2011, s. 7).

Vzhledem k tomu, že iniciace chůze je primárním pohybem, který přepíná systém ze stabilního na nestabilní cyklický stav, je důležité zvážit, jak funguje spojení mezi kmenem a dolními končetinami. Je třeba si uvědomit, že studium činnosti, jako je chůze, představuje inherentní potíže související s jeho cyklickou povahou. Je obtížné odlišit reaktivní a anticipační aktivity, protože obě se dynamicky ovlivňují. Otázkou tedy je, zda vznikla daná aktivace svalu v reakci na předchozí výzvu nebo sval předpokládá výzvu budoucí (Guillaud et al., 2020, s. 4).

K vyřešení tohoto problému byla porovnána aktivita svalů trupu při zahájení a během chůze pomocí elektromyografie (EMG). Ve stoji je aktivita zádových svalů velmi slabá, jejich struktura je, alespoň částečně, pasivně stabilní. Na druhou stranu při chůzi jsou zádové svaly cyklicky aktivovány se silným nárůstem amplitudy aktivity. Po dobu iniciace chůze vzniká dvojitý nárůst amplitudy aktivity v axiálních svalech, který se šíří sestupným kranio-kaudálním způsobem podobným tomu, který byl pozorován během probíhající chůze. Navíc k sekvenční aktivaci musculus erector spinae dochází předvídavým způsobem před tím, než je ipsilaterální noha zvednuta, tj. v důsledku motorické vlny na každé straně, která předchází zvednutí nohy na té straně. Tato motorická vlna končí na začátku přenosové fáze. Kromě toho je při zahájení chůze trup nakloněn dopředu současně s náklonem pánve a napřímením bederní páteře (Ceccato, 2009, s. 3). Tato zjištění tedy zpětně ukázala, že svalová aktivita předjímá propulzivní fázi chůze, což naznačuje základní programy ovládané bederními CPG (Guillaud, 2020, s. 4).

### **1.1.2 Vliv korových a podkorových struktur na řízení pohybu**

Králíček (2011, s. 7) řadí lokomoci ke stereotypnímu chování, které nevyžaduje vědomou kontrolu a účast kůry mozkové a popisuje ji tak, že je zajištěna rytmickou reciproční aktivitou dvou antagonistických skupin svalů. Tato aktivita však není výsledkem reflexní aktivity.

Vzpřímené držení těla hlavně proti gravitaci je umožněno působením extenzorů trupu a dolních končetin. Pontomedulární retikulární formace a vestibulární jádra jsou hlavní

struktury mozkového kmene zapojené do podpory a kontroly rovnováhy pod regulační kontrolou mozečku (Cullen, 2012, s. 189; Drew, Prentice et Shephens, 2004, s. 254). Retikulární formace obsahuje navíc neurony, které aktivují spinální síť pod vlivem buď mesencefalické lokomoční oblasti, subthalamické lokomoční oblasti nebo mozečku (Drew, Prentice et Shephens, 2004, s. 254).

Iniciace lokomoce obvykle závisí buď na vůli pohyb vykonat, nebo na kognitivním vstupu zahrnujícím mozkovou kůru, nebo na emočním vstupu zahrnujícím limbický systém. Bez ohledu na to, zda je iniciace lokomoce volní nebo emocionální, je doprovázena automatickým zpracováním rovnováhy a rytmické činnosti (Takakusaki, 2013, s. 1484).

Volní pohyb vyžaduje aktivaci různých kortikálních oblastí a je proveden projekcemi do mozkového kmene a míchy. Pokud je potřeba chůzi upravit, modulovat z důvodu přítomných překážek, je motorika programována v premotorické kůře. Mozeček reguluje vůli a automatismy působením na mozkovou kůru, respektive mozkový kmen (Takakusaki, 2013, s. 1488-1489). Kromě toho, mozeček je rozhodující pro lokomoční adaptaci a procesy učení. Bazální ganglia dostávají vstupy z mozkové kůry a ovlivňují volní, emocionální a automatické procesy prostřednictvím projekcí do mozkové kůry, limbického systému a mozkového kmene (Takakusaki, 2013, s. 1489). Stručně řečeno, chůze je především výsledkem automatického zpracování, které nabízí výhody oproti záměrně řízenému kognitivnímu zpracování (Clark, 2015, s. 1).

Když si tedy uvedeme příklad poruchy, jako je cévní mozková příhoda, je zřejmé, že dochází k poruše na úrovni mozkové kůry, zatímco funkce spinální míchy je nepostižená. Z praxe je známo, že u pacientů po cévní mozkové příhodě bývá narušen pohybový stereotyp, především lokomoční schopnosti. Důvodem narušení pohybu je, že motorická mozková kůra, dále mozeček a mozkový kmen dotvářejí pohyb jemnou kontrolou (Belda-Lois et al., 2011, s. 3).

Funkce a role supraspinálních center při kontrole parametrů chůze byly zkoumány magnetickou a transkraniální stimulací (TMS), elektroencefalografií (EEG), nebo elektromyograficky (EMG), kdy byla sledována frekvence a trvání aktivity svalů při chůzi. Výsledky těchto přístupů naznačují, že chůze se zlepšuje se zesílením eferentních vstupů z mozku (Molinari, 2009, s. 23).

Několik výzkumů poskytlo nepřímé důkazy o kortikální účasti v lokomoci u lidí. Pozitronová emisní tomografie (PET) a funkční magnetická rezonance (fMRI) prokázaly, že během rytmických pohybů nohou je aktivován primární motorický kortex, a to dle očekávané somatotopie. Dále jsou během přípravy a předvídání pohybu aktivovány frontální a asociální

korové oblasti (Belda-Lois et al., 2011, s. 3). Elektrofyziologické studie prokázaly elektrokortikální potenciály související s pohybem dolních končetin (Wieser et al., 2010) a s nimi i vztah mezi EMG a EEG signály (Belda-Lois et al., 2011, s. 3).

Tyto poznatky jsou důležité pro neurorehabilitaci následků poškození centrální nervové soustavy. Výsledky těchto studií mohou být aplikovány k rehabilitaci chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě s využitím plasticity mozkové kůry.

## 1.2 Parametry chůze člověka

Analýza chůze je i nadále důležitou technikou pro klinickou aplikaci diagnostiky a sledování určitých onemocnění. Mnoho duševních a fyzických abnormalit způsobuje měřitelné rozdíly v chůzi člověka.

### 1.2.1 Fáze krokového cyklu

Každý cyklus chůze nebo nároku má dvě fáze: fázi stoje, během které zůstává noha v kontaktu se zemí, a fázi švihovou.

**Stojná fáze** zahrnuje počáteční kontakt, loading response, midstance, terminální stoj a švih. Kontakt nohy s opornou bází následně postupuje od paty po celou plantu. K pevnému a spolehlivému kontaktu dopomáhá nožní klenba dynamickým úchopem členité plochy oporné báze. Končetina se stává končetinou opornou. Následuje odvinutí paty plantární flexí nohy, z oporné končetiny se stává končetina odrazová. Tato fáze je ukončena odvinutím palce nohy od oporné plochy a končetina se stává končetinou švihovou (Véle, 2006, s. 351-352).

**Počáteční kontakt** je okamžik, kdy se noha dotkne země, nazývá se také heel-strike („úder patou“).

**Loading response**, je odezvou na zatížení, která začíná bezprostředně po iniciálním kontaktu chodidla a pokračuje až do zvednutí kontralaterální končetiny pro fázi švihovou.

**Midstance** je časový úsek, který začíná zvednutím kontralaterální končetiny z podložky od bodu, kde je váha těla přenesená na přední část chodidla.

**Terminální stoj** je období začínající po zvednutí paty ve frontální rovině a pokračuje před počátečním kontaktem kontralaterální končetiny.

**Předšvihová (pre-swing) fáze** začíná iniciálním dotekem kontralaterální končetiny a končí zvednutím ipsilaterální končetiny ze země.

**Švihová fáze** se skládá z počátečního švihu, středního a terminálního švihu. Tato fáze je velmi náročná na udržení vodorovné polohy pánve, která má na straně švihové nohy tendenci podklesnout, jelikož ztratila kontakt s podložkou, a je podepřena pouze dolní končetinou, která je ve fázi opory, čímž dochází k poklesu pánve na straně švihové nohy. Tento pokles je nutno vyrovnat aktivitou abduktorů oporné nohy, ale i aktivitou m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové nohy. Počínajícímu pádu zabrání následující dotyk švihové nohy kontaktem její paty s opornou plochou a s následným snížením těžiště (Véle, 2006, s. 348-350).

**Počáteční švih**, fáze také nazývána jako „toe-off“, trvá od zvednutí nohy z podložky, dokud flexe kolene nedosáhne maxima.

**Švih** začíná bezprostředně po maximální flexi kolene a končí, když je tibia ve vertikále.

**Konečný švih** začíná po svislé poloze tibie těsně před počátečním kontaktem.

### 1.2.2 Parametry chůze

Přesnosti časových parametrů chůze jsou měřeny a porovnávány s referenční platformou typicky v sekundách nebo milisekundách. Pro prostorové parametry, jako je délka kroku, jsou rozměry popsány v metrech. Některé další parametry jsou popsány jako poměr, příkladem je asymetrie kroku pro srovnání normální a asymetrické chůze. Obvykle má dokonalá symetrie kroku hodnotu blízkou jedné (nebo 100 %) a zcela asymetrická chůze je reprezentována nulou (nebo 0 %). Například kroková asymetrie byla naměřena jako 0,98 pro normální a 0,31 pro asymetrickou chůzi (Moe-Nilssen, Helbostad, 2004, s. 125). V jiné studii je reprodukovatelnost měření chůze analyzována pomocí intraklasifikačních korelačních koeficientů (ICC), kde byl získán vysoký stupeň spolehlivosti, kdy např. maximální spolehlivost je prezentována jako jedna (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Kadence:** počet kroků za minutu (tj. kroků/min) nebo počet dokončených kroků během doby chůze (počet kroků/doba chůze) (Moe-Nilssen, Helbostad, 2004, s. 123).

**Průměrná rychlost:** v km/h, je průměrná rychlost chůze během analyzovaného intervalu (Kolářová et al., 2019, s. 46).

**Trvání dvouoporové fáze:** doba trvání fáze podpory na obou nohách. Lze ji také vyjádřit jako procento cyklu chůze, během kterého jsou obě nohy v kontaktu s podložkou (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Trvání jednooporové fáze:** doba trvání fáze opory na jedné noze, kterou lze také vyjádřit jako procento cyklu chůze, během kterého je pouze jedna noha v kontaktu s podložkou (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Doba trvání krokového cyklu chůze:** doba trvání mezi dvěma po sobě jdoucími údery do paty (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Nepřavidelnost chůze:** průměrné směrodatné odchylky v trvání kroku levou a pravou nohou. Ukazuje variabilitu po sobě jdoucích kroců téže nohy (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Variabilita chůze:** směrodatné odchylky parametrů chůze nebo jejich variační koeficient (CV), tj.  $CV = SD/průměr$ , což je založeno na fluktuacích od jednoho kroku k následujícímu kroku (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Harmonický poměr:** tento parametr představuje plynulost a rytmičnost vzorců zrychlení. Sudé harmonické poměry odpovídají složkám signálu zrychlení v jedné fázi, zatímco liché



harmonické poměry udávají mimofázové složky, které jsou minimální pro normální chůzi (Menz, Lord et Fitzpatrick, 2003, s. 37).

**Variabilita mezikrokového zrychlení:** měří se pomocí autokorelačních koeficientů pro každou osu (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Střední kvadratická hodnota velikostí zrychlení:** Tento parametr je mírou rozptýlu akcelerometrických dat vzhledem k nule, na rozdíl od směrodatné odchylky (SD), která je mírou disperze vzhledem ke střední hodnotě akcelerometrických dat. Pokud je průměr signálů zrychlení nulový, má střední kvadratická hodnota stejný koncept jako SD. Tento parametr se používá k indikaci průměrné velikosti zrychlení pro každou osu zvlášť (Menz, Lord et Fitzpatrick, 2003, s. 37)

**Laterální posun nohy:** vzdálenost mezi polohou paty a pravouhlou projekcí nohy na dráhu chůze (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Rotace chodidla:** vyhadřuje rotaci posélné osy chodidla, kdy negativní hodnota značí rotaci osy dovnitř, pozitivní hodnota znamená vytočení osy ven (Kolářová et al., 2019, s. 46).

**Dobrá trvání stoje:** doba od dopadu na patu po špičku stejné nohy, která může být také vyjádřena jako procento cyklu chůze (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Asymetrie kroku:** poměr rozdílů mezi střední dobou kroku jednotlivých úseků a kombinovaným středním časem kroku obou nohou nebo rozdílem doby postupného kroku (Moe-Nilssen, Helbostad, 2004, s. 124).

**Délka kroku:** vzdálenost v metrech dělená počtem dokončených kroků (tj. vzdálenost (m)/počet dokončených kroků) (Menz, Lord et Fitzpatrick, 2003, s. 37). Vzdálenost mezi ipsilaterálním a kontralaterálním úderem paty. V nejběžnějším způsobu se zrychlením trupu lze délku kroku odhadnout pomocí modelu chůze obráceného kyvadla (Menz, Lord et Fitzpatrick, 2003, s. 37). Vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími údery stejnou nohou nebo průměrná rychlost (m/s)/kroková frekvence (v Hz), kterou lze škálovat pro výšku subjektu (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Šířka kroku:** mediolaterální vzdálenost mezi patami ve fázi dvojí opory (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Variabilita šířky kroku:** SD šířky kroku (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Frekvence kroku:** počet cyklů za sekundu (Hz) (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Rychlost kroku:** střední hodnota rychlosti chodidla ve směru vpřed během cyklu chůze nebo poměr délky kroku k době trvání kroku (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Délka trvání kroku:** doba mezi ipsilaterálním a kontralaterálním heel-strike (kontaktem paty) (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Stride time:** doba od kontaktu paty po kontakt paty stejnou DK (Kolářová et al., 2019, s. 46).

**Length of gait line:** číselné vyjádření změny polohy centre of pressure (COP) pro jednu dolní končetinu, tento údaj je vypočítán na základě reakčních sil působících na podložku pro každou končetinu zvlášť (Kolářová et al., 2019, s. 46).

**Butterfly (diagram) COP:** grafické vyobrazení průběhu COP (Kolářová et al., 2019, s. 58).

**Trvání švihu:** čas od doteku špičky po dotek paty stejné nohy, který lze také vyjádřit jako procento cyklu chůze (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Poměr chůze:** průměrná délka kroku (v cm) dělená kadencí (kroky/min). Tento parametr udává asociaci mezi amplitudou a frekvencí rytmických pohybů nohy během chůze (Menz, Lord et Fitzpatrick, 2002, s. 37).

**Rychlost chůze:** měřená v metrech za sekundu pomocí chronometru nebo vzdálenost dělená dobou chůze (Jarchi et al., 2018, s. 7).

**Celková doba chůze:** měřena pomocí stopek (Jarchi et al., 2018, s. 7).

### **1.3 Cévní mozková příhoda jako příčina poruch hybných funkcí člověka**

Cévní mozková příhoda je dle statistik nejčastější příčinou invalidity a úmrtí v lidské populaci (Benjamin et al., 2017, s. e220). Klíčovými faktory, na které by měla být zaměřena primární i sekundární prevence v péči o zdraví, jsou kouření, nepřiměřená fyzická aktivita a z toho vyplývající kardiovaskulární potíže, dále nevyvážená a nezdravá strava (Mansfield, 2018, s. 205). Faktorem, který také hraje roli v narůstajícím počtu pacientů s cévní mozkovou příhodou, je průměrně vyšší věk, kterého se populace dožívá.

Akutní onemocnění nervového systému je nejčastěji důsledkem cévního onemocnění. Vznik poruchy nervové tkáně je zapříčiněn poruchou prokrvení, ale i prokrvácením, neboli hemoragií (Pfeiffer, 2007, s. 142). Pojem cévní mozková příhoda je tedy klasifikován jako ložiskové porušení centrální nervové soustavy, jehož příčinou je cévní selhání zahrnující mozkový infarkt, intracerebrální krvácení a subarachnoidální krvácení (Mansfield, 2018, s. 206).

Většina mozkových příhod je ischemického původu. Pfeiffer (2007, s. 142) uvádí, že 70 % náhlých mozkových příhod je způsobeno infarktem. Mansfield (2018, s. 206) ve své práci uvádí výskyt 85 % stejné příčiny z celkového počtu tohoto onemocnění. Nedokrvení nervové tkáně je způsobeno dočasným nebo trvalým snížením průtoku krve tepnou, která zásobuje příslušnou mozkovou oblast. Zásobení krví daného teritoria bývá typicky sníženo v důsledku aterosklerotické trombotizace a embolizace, problémů kardiologického původu, hematologického původu, onemocnění cév jako takových a celkové ischemie (Pfeiffer, 2007, s. 142).

Mozek je citlivou tkání na změny prokrvení. Snížením perfúze dochází ke změnám funkce v dané oblasti, dále může dojít ke ztrátě funkce v této části mozku při zachované struktuře tkání. Při dalším poklesu průtoku krve dochází k ireverzibilním změnám ve struktuře, a to ke kolikvační nekróze tkáně (Pfeiffer, 2007, s. 142).

Rozsah poškození mozku závisí na době trvání, závažnosti a lokalitě ischemie (Mansfield, 2018, s. 206).

## **1.4 Kineziologie chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě**

Klinický obraz pacientů po CMP je různý a závisí na oblasti a míře poškození mozku. Typickým klinickým projevem je porucha chůze a s tím související riziko pádů, strach z pádů a situace, kdy selhává mobilita pacienta důležitá pro aktivity každodenní činnosti. Tyto skutečnosti mohou mít negativní dopad na fyzickou zdatnost, sociální interakci a participaci v každodenním životě (Morris et al., 2017, s. 4). V důsledku je ovlivněno mentální zdraví a fyzická kondice, které jsou tak důležité v sekundární prevenci CMP (Middleton et al., 2013, s. 135).

Asi 80 % subjektů postižených mozkovou příhodou má problémy s chůzí 3 měsíce po jejím nástupu (Beyaert et al., 2015, s. 339). V komplexní studii s více než 800 subjekty po CMP byla úmrtnost 21 %, 18 % nemohlo vůbec chodit, 11 % chodilo při asistenci a zbývajících 50 % chodilo samostatně po ukončené rehabilitaci (Jorgensen et al., 1995, s. 28). Navíc 70 % jedinců během prvního roku po mozkové příhodě zažije pád (Beyaert et al., 2015, s. 339). K většině pádů dochází v důsledku ztráty rovnováhy při chůzi. Existuje tedy vysoké riziko pádu u samostatně chodících pacientů, u kterých přetrvávají symptomy po mozkové příhodě.

Jedna strana těla bývá v důsledku CMP specificky více ovlivněna než druhá, např. při hemiparéze. Tato strana bývá zpravidla kontralaterální k místu léze. Nicméně, senzomotorická funkce není přesně kontralaterálně pod kontrolou a jsou i oblasti s bilaterální mozkovou kontrolou. Klinicky se tedy fokální léze může projevit jako bilaterální senzomotorická porucha, nebo jako více zřetelná ipsilaterální senzomotorická porucha na straně léze než na kontralaterální straně (Mansfield, 2018, s. 207).

Chůzový deficit může být primární, tedy související s přerušением neurálních cest kontrolujících chůzi, nebo sekundární, který vznikl jako adaptace a kompenzace stavu v důsledku primárního deficitu (Beyaert et al., 2015)

### **1.4.1 Klinický obraz chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě**

Cévní mozková příhoda způsobuje značné motorické nedostatky. U pacientů po mrtvici mohou být odchylky chůze explicitně popsány ve srovnání s chůzí tělesně zdatných subjektů, ale základní nebo implicitní mechanismy musí být pochopeny hlouběji. Zejména je důležité správně rozlišit primární a sekundární odchylky, což je důležité pro léčbu. Primární odchylky chůze by většinou souvisely s počátečním narušením sestupných nervových drah, zatímco sekundární odchylky jsou neurální adaptivní procesy. Tyto procesy mohou být kognitivní, nebo automatické a v obou případech je zahrnut mozeček, který je při mrtvici obvykle nedotčen. Tyto

procesy mohou využívat již naučené kompenzace. Může však dojít i k naučení se novým specifickým kompenzačním mechanismům. Byly popsány i společné kompenzační mechanismy, které se zdají být nezávislé na základním onemocnění (Beyaert et al., 2015, s. 339).

Jedním z typických obrazů pohybově-posturálních deficitů je rozsáhlá kontralaterální hemiparéza. Zvyšuje se svalový tonus flexorů horní končetiny a extenzorů dolní končetiny. Toto držení těla je nazýváno Wernicke-Mannovo držení.

Pacienti s typickým Wernicke-Mannovým držením představují typický extenční model na dolní končetině, kdy dochází k současné činnosti kyčelních extenzorů, kolenních extenzorů a plantárních flexorů kotníku. Z této svalové souhry vychází charakteristický model chůze zvaný cirkumdukce. U tohoto typu chůze je noha na postižené straně v extenzi a vnitřní rotaci. Chodidlo se schyluje k plantární flexi, dorsiflexe v kotníku je nahrazována hyperextenzí v kolenním kloubu.

Cirkumdukce s elevací pánve je důsledek snížené vůle nohou ve švihové fázi. Těžiště těla je taženo dopředu a více se přenáší na zdravou dolní končetinu, což způsobuje asymetrii chůze ve smyslu délky kroku a rozdílu v čase stráveném na postižené noze oproti zdravé DK (Guzik et al., 2016, s. 221). Tento stav nastává při syndromu uzávěru arteria cerebri media, nebo při krvácení do capsula interna (Pfeiffer, 2007, s. 142).

Obecně platí, že v akutní fázi dochází k časně aktivaci kortexu od strany léze s postupným návratem k normální aktivaci kůry na straně postižení během subakutní a chronické fáze CMP (Gale, Pearson, 2012, s. 338). S chronickou CMP může souviset zvýšený objem vláken kortikoretikulární dráhy pozorovaný v nepostižené hemisféře spolu s adaptivními mechanismy (Jang et al., 2013, s. 1009).

Dalším typickým modelem hemiparetické chůze, i když méně se vyskytujícím, je flekční držení paretické dolní končetiny. Obrazem této chůze je flexe kyčelních svalů, flexe kolene se současnou flexí palce. U této chůze je možné provedení jen části švihové fáze a není přítomná konečná švihová fáze, která souvisí s extenzí v kolenním kloubu, která v tomto případě není možná. Rozsah švihu je omezen dodatečnou dorsiflexí v kotníku (Guzik, et al. 2016, s. 222).

Z hlediska motorického deficitu vznikají, kromě syndromu arteria cerebri media, uzávěrem důležitých tepen v mozku další charakteristické syndromy. Syndrom uzávěru arteria choroidea anterior způsobuje kontralaterálně hemiparézu, hemihypestézii, hemianopsii a thalamický syndrom. Syndrom uzávěru arteria cerebri anterior se projevuje poměrně těžkou parézou kontralaterální dolní končetiny a lehkou parézou horní končetiny. U syndromu uzávěru arteria cerebri posterior jsou typické senzitivní poruchy (Pfeiffer, 2007, s. 145).

#### 1.4.2 Časoprostorové charakteristiky chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě

Relativní symetrie při koordinaci dolních končetin je charakteristická pro bipedální lokomoci u lidí s neporušeným centrálním nervovým a muskuloskeletálním systémem (Patterson et al., 2012).

Asymetrická bipedální chůze je často pozorována po CMP. Tato asymetrie je popisována vztahy prostorových (př. délka kroku) a časových rozdílů mezi oběma končetinami. Časová asymetrie chůze je charakteristická tím, že jednooporová fáze je prodloužená na méně postižené dolní končetině. Ovlivnění délky kroku se projevuje kratšími krůčky na více postižené dolní končetině, a to v důsledku sníženého švihu na této končetině, nebo kratšími krůčky na nepostižené dolní končetině jako důsledek sníženého pohonu afektované dolní končetiny. Ze statistik vyplývá, že 56 % jedinců v chronickém stadiu po CMP trpí časovou asymetrií chůze a 33 % vykazuje asymetrii v délce kroku (Patterson, 2008). Také fáze dvojí opory je prodloužená v porovnání se zdravými jedinci (Guzik et al., 2006, s. 222).

Asymetrie chůze je zřejmě ovlivněna senzomotorickou poruchou zahrnující spasticitu a sníženou svalovou sílu (Mansfield, 2018).

Motorická koordinace dolních končetin je po cévní mozkové příhodě významně narušena, ale deficity neparetické dolní končetiny (17 %) se nezdají být klinicky relevantní. Tato zjištění naznačují, že intervence předepsané ke zlepšení motorické koordinace po cévní mozkové příhodě by se měly zaměřit na paretickou dolní končetinu a/nebo zahrnovat bilaterální aktivity (Menezes et al., 2017, s. 322)

Aktivace postižených svalů může být dobrovolná nebo automatická. Centrální či naučené nepoužívání paretické části těla přispívá ke snížení schopnosti aktivovat svaly dobrovolným povelům (Gracies, 2005a, s. 539). Na druhou stranu, obvykle se objeví automatická nadměrná aktivita postižených svalů s obtížemi při zástavě činnosti motorické jednotky ve specifických svalech, ať už v situacích úplného dobrovolného odpočinku nebo při akcích, které normálně zahrnují pouze jiné svaly. Zejména spastická dystonie a spastická koaktivace byly popsány a odlišeny jejich primárním spouštěcím faktorem, tj. tonickým protažením svalů, respektive volným příkazem. Nadměrná svalová aktivita byla studována většinou na horních končetinách, ale i na dolních končetinách v otevřeném řetězci s vyloučením gravitačního zatížení (Gracies, 2005b, s. 554). Společnou kompenzací je svalová koaktivační strategie zajišťující mechanickou stabilitu vyztužením spojů, jako při velmi pomalé chůzi nebo při chůzi na kluzkém povrchu, u starších osob, u jedinců s endoprotézou kolenního kloubu a u jedinců s mozečkovou ataxií (Beyaert, 2015, s. 340). U jedinců po CMP může svalová koaktivace představovat adaptaci pro

kompenzaci zhoršené stability při přechodu do chůze. Lze poznamenat, že trvání koaktivace DKK samo o sobě nebrání funkčnímu zlepšení chůze z hlediska zvýšení maximální rychlosti chůze, i když by to bylo spojeno s vyššími náklady na energii (Lamontagne, Richards, Malouin, 2000, s. 413). Na druhou stranu načasování svalové koaktivace může být sníženo, jak bylo prokázáno u stehenních svalů na obou končetinách po tréninkovém programu chůze na běžeckém pásu v reálném čase se zpětnou vazbou těžiště těla (COM) u pacientů po CMP (Masaad, Lejeune, Detrembleur, 2010, s. 345).

Po mrtvici se centrální nervový systém (CNS) spíše přizpůsobí stávajícím dostupným modulačním okruhům pro posturální i lokomoční ovládnání, než aby byly zavedeny nové modulační systémy, jak je také uvedeno u nepostižených probandů (Oliveira et al., 2012, s. 1895). Slučování stávajících modulů na postižené straně u subjektů po mrtvici může být vytvořeno CNS, aby se umožnila automatická zjednodušená podpora těla postižené strany v reakci na počáteční svalovou slabost a nedostatek svalové kontroly. Tato modifikace by byla zahrnuta do větší adaptace CNS, snížení participace postižené strany a zvýšení zapojení nepostižené strany k podpoře těla a kontrole rovnováhy během stání a chůze. Nicméně, jak jsou moduly více sloučeny, dochází k větší interferenci mezi dílčími úkoly, což vede k horší výkonnosti chůze a omezení schopnosti mobility. Zlepšením schopnosti chůze lokomočním tréninkem včetně podpory tělesné hmotnosti se zjistilo, že vede ke zlepšení počtu a kvality modulačních okruhů (Routson, Kautz, Neptune, 2014, s. 5).

Ukázalo se, že planární zákon sagitální intersegmentální koordinace při chůzi se vyskytuje, podobně jako u jedinců bez zdravotního postižení, také na postižené i nepostižené DK jedinců s chronickou CMP s chůzí o střední nebo vysoké rychlosti. Tato centrálně řízená kinematická koordinace by mohla souviset s modulární organizací svalové koordinace (Beyaert et al., 2015, s. 341).

Pacienti trpí i porušenou senzitivní složkou, především narušením propiocepce, která ovlivňuje typ pohybu, uspořádání těla v prostoru, taktilní vnímání a zorné pole (Guzik et al., 2016, s. 221).

Drápotivé prsty na nohou se vyskytly u 46 % z 39 hospitalizovaných pacientů v rámci rehabilitačního oddělení. Tento problém nastupuje většinou na konci třetího měsíce po mrtvici. Když se drápotivé prsty na nohou objevily během sezení, tak tento příznak přetrvával i ve stoji a během chůze. Když se tento aspekt objevil během stání, při chůzi se vždy zhoršoval, i když během odpočinku vždy zmizel. Výskyt drápotivých prstů na nohou byl vyšší u pacientů s horší posturální kontrolou a významně koreloval s pes equinovarus nebo varózní nohou, ale ne se spasticitou m. triceps surae (Laurent et al., 2010, s. 79).

### **1.4.3 Změny svalové aktivity během chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě**

Často rozsáhlá koaktivace gluteus medius, extenzorů kolena, plantárních flexorů a hamstringů během postoje pravděpodobně přispívají k podpoře těla a vyšší tuhosti proximálních kloubů. Zajímavé je, že druhá fáze aktivity m. tibialis anterior vyskytující se při terminálním švihů a odezva na zatížení u nepostižených subjektů nebyla u postižených DK pozorována. Navíc plantární flexory často nejsou aktivní během fáze švihů a vždy jsou aktivní během celé stojné fáze. Tyto svalové vzory při terminálním švihů umožňují častější iniciální kontakt středonoží nebo předního chodidla se zemí (Clark et al., 2010, s. 847).

Během loading response není m. tibialis anterior nutný ke zpomalení dorzální flexe a plantární flexory časně přispívají k vyššímu tření se zemí, vyššímu zpomalení dorzální flexe kotníku a částečně k podpoře těla v brždění pohybu vpřed (Neptune, Kautz, Zajac, 2001, s. 1391). Tyto rané akce plantárních flexorů mohou souviset s posturální antigravitační kontrolou. Více obecně, složitost výstupu pohybu může být silně ovlivněna mimovolní posturální složkou řízení motoriky během chůze (Beyaert et al., 2015, s. 343).



## 1.5 Porucha rovnováhy ve stoji u pacientů po cévní mozkové příhodě

Parametry stoje měřené na přístroji podávají informace o rozložení sil a tlaků, kterými končetiny působí na podložku. Dalším parametrem je chování COP, kdy zjišťujeme, kde se během analýzy nachází a jakou rychlostí se pohybuje. Tato data dávají kontrolu nad stabilitou stoje u pacientů po CMP (Kolářová et al., 2019, s. 43).

Porucha stability ve stoji souvisí se zhoršenou kontrolou rovnováhy během časoprostorové asymetrie během chůze u subjektů po mrtvici. Lewek et al. (2014, s. 31) zjistili, že Berg Balance Scale negativně korelovala s asymetrií délky kroku i asymetrií času švihu při pohodlné i rychlé chůzi. Nicméně hmotnost rozložení mezi končetinami při klidném stoji negativně korelovala s asymetrií času ve stoji pouze při rychlé chůze. Hendrickson et al. (2014, s. 179) uvedl, že zvýšená zátěž na nepostiženou končetinu v klidném stoji přispívá nepostižené končetině ke kontrole předozadní rovnováhy a snížená nosnost hmotnosti na postižené končetině souvisela se zvýšením asymetrie času švihu, času stojné fáze a s menším rozsahem délky kroku.

Tyto asociace byly nezávislé na základním postižení dolních končetin. Tyto výsledky silně naznačují, že zhoršená schopnost postižené končetiny kontrolovat rovnováhu může přispět k asymetrii chůze. Autoři navíc uvedli, že maximální nosnost na postižené končetině při stoji byla jen zanedbatelně související s časovou symetrií stoje (Hendrickson et al., 2014, s. 179). Důkaz pro asociaci mezi nosnou asymetrií a výkonem v klinických testech rovnováhy nebo pádů je slabý (Kamphuis et al., 2013, s. 6). Tento bod může vysvětlovat, proč předchozí práce stanovila tuto praxi, že zlepšení rozložení hmotnosti během klidného stoje se nepřenáší na zlepšení chůze (Beyaert et al., 2015, s. 342).

## **1.6 Možnosti vyšetření chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě**

Pro analýzu chůze se využívají klinická a laboratorní vyšetření. U pacientů po CMP lze využít standartní funkční hodnotící škály jako například Timed Up and Go Test (TUG) nebo 10metrový test chůze (10MWT).

Mezi základní a nejčastěji používaný parametr pro analýzu chůze řadíme rychlost chůze, která nám napoví mnohé o funkčním stavu pacienta. K jejímu hodnocení se využívají jednak klinické testy, například 10MWT, nebo 6 minute walking test, a dále potom i laboratorní vyšetření – například pomocí chodícího pásu nebo gyroskopů. Nicméně, více senzitivní i k vyšetření pohybových vzorů jsou laboratorní vyšetření. Rychlost chůze lze měřit na určitou kratší či delší vzdálenost, lze pacientovi zvolit rychlost chůze, či si pacient udává rychlost chůze dle svého stavu sám. Pro přesné definování dysfunkce chůze u pacientů po CMP využíváme k měření především kvantitativní laboratorní metody, využívající moderní technologie, které prokáží rozdíly oproti normální chůzi a poukážou na funkční problémy (Yavuzer et al., 2006, s. 4).

### **1.6.1 Vybrané klinické testy chůze**

#### **10 metrový test chůze**

Tento test chůze je výkonnostní měřítko používané k posouzení rychlosti chůze v metrech za sekundu na krátkou vzdálenost. Může být použit ke stanovení funkční mobility, chůze a vestibulární funkce. Výsledkem měření je čas a v případě potřeby i počet kroků u probandů, kteří překonali vzdálenost deseti metrů od startu vestoje při chůzi obvyklou rychlostí. Test slouží k porovnání změn aspektů výkonnosti pacientů při chůzi (Watson, 2002, s. 389).

Testování probíhá tak, že měřené subjekty stojí na startovní čáře s prsty nohou až u čáry. Testující stojí vedle cílové čáry nebo alternativně doprovází pacienty. „Cíl“ je identifikován testujícím, který je nejméně metr za cílovou čarou. Sledujte nohy subjektu. Stopky by měly být spuštěny v okamžik, ve kterém subjekt poprvé pohne nohou, aby mohl udělat krok. Jedno testovací sezení by mělo sestávat, pokud je to možné, ze tří pokusů, mezi jednotlivými pokusy nesmí být více než 20 sekund pauza. Zaznamenejte, pokud subjekt není schopen dokončit tři pokusy. Případně jednoduše načasujte předmět na jednu procházku deseti metrů. Spočítání celkového počtu kroků provedených k pokrytí desetimetrové vzdálenosti během zaznamenaného času je volitelnou součástí testu. Zaznamenávají se pouze dokončené kroky – ty, kde jsou nohy na podlaze a ke kontaktu došlo před nebo na cílové čáře, v rámci zaznamenaného času (Watson, 2002, s. 389).

Byly uznány různé metody pro zahájení testu. Nicméně nejjednodušší bylo použití startovní čáry. V případech obtíží bylo poznamenáno, že může být někdy užitečné umístit na startovní čáře předmět a poté jsou vyzváni testovaní, aby se postavily svými prsty až k tomuto předmětu. Ten pak může být odstraněn před začátkem testu. Jako alternativy, používané v některých oblastech léčby, je dobré mít řadu paralelních startovních a cílových čar. V nejjednodušším scénáři, který předpokládáme se zdá, že linka funguje jako „nejlepší“ začátek a cílová čára (Watson, 2002, s. 388).

Bylo zjištěno, že je užitečné identifikovat „cíl“ což je metr nebo více za cílovou čarou. V praxi to může být předmět, jako je stěna, dveře nebo židle. Subjekty jsou požádány, aby k tomuto cíli šly („jdi směrem k x a dotkni se ho“). Tato metoda byla prokázána jako účinná, jelikož je pozornost měřených probandů rozptýlena na cílovou čáru a zabrání jim ve zpomalení, jakmile se k ní blíží (Watson, 2002, s. 388).

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

Tento test je dobře známý a lehce použitelný v klinické praxi tam, kde je potřeba objektivně posoudit rovnováhu pacienta. Číselné hodnocení je snadno použitelné a je jasným ukazatelem rizika pádu (Lysack, 2010).

Testem se měří čas v sekundách potřebný k tomu, aby vyšetřovaný vstal ze židle, ušel vzdálenost 3 metry, otočil se, šel zpět k židli a posadil se (viz Příloha 1). Vyšetřovaný projde testem před samotným měřením, aby se seznámil s podmínkami (Lysack, 2010).

Vstávání ze sedu je jedním z nejčastěji prováděných funkčních úkolů, je nezbytným předpokladem chůze a je důležitý pro samostatný život a prevenci pádů. Po cévní mozkové příhodě mohou pacienti zaznamenat řadu problémů souvisejících se schopností samostatně vstát ze sedu (Pollock, 2014, s. 1).

Podsiadlová a Richardsonová (1991) vyvinuli tento test jako jednoduchou metodu používanou k hodnocení funkční mobility. Test TUG zaznamenává dobu, kterou účastník potřebuje k dokončení testu, kdy má za úkol vstát ze židle, ujít 3 metry vpřed, otočit se o 180° a usednout zpět na židli, aby bylo možné posoudit dynamickou rovnováhu a schopnost chůze. Je použitelný v klinické oblasti bez speciálního vzdělání a nevyžaduje žádné speciální vybavení nebo nastavení. Výsledky testu jsou snadno interpretovatelné. Lékaři mohou během testu TUG pozorovat, jak pacienti upravují a nastavují svou polohu. Proto je užitečný pro pochopení funkční mobility a schopnosti chůze. Autoři testu také uvedli, že pokud starší lidé mají dobu výkonu TUG pod 20 sekund, jsou schopni samostatně provádět nezbytné pohyby v činnostech

každodenního života, pokud by to bylo více jak 30 sekund, osoba je při chůzi při většině činností buď závislá na pomůcce nebo má jiné omezení (Podsiadlo, Richardson, 1991, s. 148).

Neschopnost samostatně vstát ze sedu může bránit nezávislé funkci během činností každodenního života. Je běžné, že lidé s hemiplegií vykazují značnou asymetrii rozložení hmotnosti během vstávání do stoje s výrazně zvýšenou nosností na nepostižené straně. Lidé, kteří měli cévní mozkovou příhodu, také běžně vykazují sníženou maximální vertikální reakční sílu, delší dobu k dokončení pohybu ze vstávání do stoje a větší středolaterální centrum posunu tlaku ve srovnání se zdravými dospělými (Cheng et al., 1998, s. 1043).

### **Modifikovaný Timed Up and Go test**

Nedávno byl k tomuto testování subjektů přidán i přístroj upřesňující analýzu chůze a pohybu, tzv. akcelerometr (iTUG). Z tohoto měření lze odvodit řadu dalších parametrů, které mohou lépe indikovat narušení rovnováhy. Ukázalo se, že iTUG je citlivý na patologie a je užitečný při predikci rizika pádu (Jovanov, 2017, s. 640).

### **1.6.2 Vybrané možnosti přístrojového hodnocení chůze**

#### **Zebris FDM-T**

Toto zařízení je jednou z možností přístrojové techniky, kterou lze využít pro analýzu a terapii chůze (Kolářová et al., 2019, s. 38). Přístroj umožňuje analyzovat chůzi na běžeckém pásu při rozdílných rychlostech se značným opakováním fází krokového cyklu. Součástí chodícího pásu je tlaková platforma, která je umístěna pod pásem a obsahuje kapacitní senzory, jež jsou individuálně kalibrovány. Pacienti tak mohou být měřeni s botami i bez bot.

Přístroj analyzuje rozklad sil při statickém, ale i dynamickém rozložení. Tlaková plošina je umístěna pod chodícím pásem, její rozměry jsou 150 x 50 cm. Maximální rychlost pásu je 10 km/hod, zrychlit jej lze o 0,1 km/hod. Lze rovněž uvést pás do zpětného chodu, a tak nacvičit chůzi pozpátku či z kopce. Chodící pás obsahuje software FDM – T a lze na něm analyzovat stoj i chůzi.

Tento přístroj je vybaven nájezdovou plošinou pro snazší nástup na pás, videokamerou pro záznam průběhu chůze na pásu a teleskopickými madly pro možnost opory během vyšetřování. Součástí přístroje jsou i další bezpečnostní prvky a přídatná zařízení, jako třeba závěsný systém, (tzv. body weight support, BWS), který dále umožňuje částečné i úplné odlehčení tělesné hmotnosti pacienta. Tento systém umožňuje větší bezpečnost pacientům, ale také vyšetření i terapie hůře mobilním pacientům, kteří nejsou schopni samostatně stát. Závěsný systém obsahuje bezpečnostní vestu, která je dostupná ve třech velikostech. Systém

slouží nejen jako bezpečnostní prvek, ale také je možné ho otočit tak, aby pacient šel bokem či čelem vzad. Další součástí je ruční ovladač, kde lze nastavit rozsah odlehčení a dynamiku chůze s ohledem na pohyb těžiště. Je doporučeno odlehčení 30 % - 40 % pacientovy hmotnosti. Po obou stranách pásu jsou madla, u kterých lze nastavit výšku i šířku. Po stranách se také nacházejí sedáky pro terapeutu, a to z toho důvodu, aby mohli pracovat více ergonomicky. Dále je součástí ovládací panel a kontrolní displej se základními informacemi o rychlosti pásu, době terapie, vzdálenosti, a sklonu pásu. Parametry lze nastavit individuálně (Kolářová et al., 2019, s. 38–41).

Naměřená data, průběh měření a nahrávky, lze v programu rozkliknout a zobrazit tak náhledy. Lze pracovat s rychlostí nahrávky, kterou lze zpomalit či zrychlit. Rovněž program umožňuje zobrazení tlakového působení v 3D či orientačně změřit úhly v daných segmentech. Report je vytvářen automaticky a je možné do něj připisovat poznámky či komentáře, následně je možné jej uložit např. ve formátu pdf (Kolářová et al., 2019, s. 38–54).

Vyšetření chůze je analyzováno obvykle v čase 60 s. Rychlost je přizpůsobená pacientovi či jeho upřednostňované rychlosti. Pro ukončení terapie je vhodné rychlost chodícího pásu postupně snižovat, až je pás zcela zastaven. Na konci měření je vydán report, který zobrazuje kinetické a časoprostorové parametry chůze (Kolářová et al., 2019, s. 41).

### **Další možnosti**

Pomocí přístrojových metod k detekci přesnějšího průběhu pohybu lze měřit časovou vzdálenost, kinematické a kinetické vlastnosti či elektromyografii. Toto testování lze provádět i opakovaně k porovnání efektu léčby (Yavuzer et al., 2006, s. 4).

Mezi kinematické technologie řadíme např. akcelerometr detekující zrychlení segmentu (Kolářová et al., 2019, s. 71).

Elektromyografie patří mezi neurofyziologické technologie využívající snímání neurálních změn. V kineziologických studiích je značně využívána telemetrická povrchová elektromyografie. Ta snímá svalovou aktivitu ze senzorů umístěných na kůži nad daným svalem. Podle signálu, který přístroj přijímá, lze hodnotit zapojení svalů do aktivity pohybu (Kolářová et al., 2019, s. 78).

## 2 Cíl práce

Cílem práce je posouzení efektu rehabilitace na vybrané parametry chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě v subakutním stadiu. S ohledem na cíl práce byly definovány následující hypotézy:

- **H<sub>0</sub>1:** Není rozdíl v rychlosti chůze při 10metrovém testu u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.
- **H<sub>A</sub>1:** Existuje rozdíl v rychlosti chůze při 10metrovém testu u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.
  
- **H<sub>0</sub>2:** Není rozdíl v koordinaci chůze u pacientů po CMP během provedení Timed Up and Go testu před rehabilitací a po ní.
- **H<sub>A</sub>2:** Existuje rozdíl v koordinaci chůze u pacientů po CMP během provedení Timed Up and Go testu před rehabilitací a po ní.
  
- **H<sub>0</sub>3:** Není rozdíl v naměřených parametrech stoje na tlakové plošině Zebris u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.
- **H<sub>A</sub>3:** Existuje rozdíl v naměřených parametrech stoje na tlakové plošině Zebris u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.
  
- **H<sub>0</sub>4:** Není rozdíl v naměřených parametrech chůze na tlakové plošině Zebris u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.
- **H<sub>A</sub>4:** Existuje rozdíl v naměřených parametrech chůze na tlakové plošině Zebris u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.

## **3 Metodika výzkumu**

### **3.1 Charakteristika měřených osob**

Výzkumu se zúčastnilo 12 probandů z lůžkové části Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci (FNOL), kteří splňovali vstupní kritéria pro zařazení do studie. Pouze 10 z nich však absolvovalo vstupní a výstupní měření. Těchto 10 pacientů bylo zařazeno do konečného hodnocení.

Průměrná hmotnost těchto pacientů byla 84,6 kg ( $SD \pm 17,05$  kg), jejich průměrná výška byla 175,6 cm ( $SD \pm 5,6$  cm) a průměrný věk 66,4 let ( $SD \pm 6,4$  let). Vstupní kritéria pro zařazení do experimentální části diplomové práce byla následující: musí se jednat o pacienty po primární ischemické cévní mozkové příhodě, která byla způsobena úzavěrem arteria cerebri media, jsou v časném subakutním stádiu, nemají přidruženou poruchu pohybového aparátu na podkladě degenerativních, traumatických nebo jiných neurologických změn, které by mohly ovlivnit kvalitu chůze.

Probandi museli být schopni porozumět cílům a požadavkům studie. Dále museli být schopni samostatné lokomoce bez doprovodu druhé osoby, konkrétně samostatná chůze několik metrů po chodbě. Kompenzační pomůcky pro udržení stability při chůzi byly povoleny.

### **3.2 Postup měření a získání dat**

Skupina probandů, která byla vybrána pro tuto studii, absolvovala dvě měření pro porovnání výsledků těchto měření a efektu rehabilitace na parametry chůze. První měření proběhlo ihned po nástupu k hospitalizaci na lůžkové části Oddělení rehabilitace FNOL. Druhé měření se uskutečnilo před propuštěním z tohoto oddělení. Jednotlivá měření byla provedena v rozestupu dvou týdnů. Během těchto dvou týdnů pacienti podstoupili individuální rehabilitační péči, která zahrnovala 2x denně terapii s fyzioterapeutem včetně nácviku chůze a 1x denně přístrojovou RHB na chodícím páse Zebris.

Pacienti absolvovali klinická i přístrojová hodnocení chůze. V rámci klinických hodnocení byl využit 10metrový test chůze (10MWT) pro klinické měření rychlosti chůze. Pro zjištění efektu terapie na koordinaci pacienta byl vybrán Timed Up and Go test. Přístrojové objektivní hodnocení proběhlo na přístroji Zebris FDM-T.

Pro 10metrový test byl pacient poučen o průběhu testu tak, aby šel jemu v ten čas pohodlnou a bezpečnou rychlostí. Důležité vzdálenosti pro chůzi a měření jsou znázorněny značkami na začátku, ve vzdálenosti dvou metrů, ve vzdálenosti osmi metrů a v cíli. Vyšetřující

osoba měří čas chůze mezi značkami ve dvou a osmi metrech pomocí stopek. Toto měření je zopakováno třikrát s 20s pauzou mezi měřeními.

Pro Timed Up and Go test byla připravena židle a značka ve vzdálenosti tří metrů od židle. Pacient byl vyzván, aby se zvedl ze židle, ušel 3 metry, otočil se o 180° a vrátil se zpět sednout si na židli. To vše pohodlnou a jistou rychlostí. Vyšetřující terapeut změřil čas všech úkonů pomocí stopek a měření bylo opět provedeno třikrát.

Záznamy z klinických testů byly zprůměrovány a zapsány do tabulky programu Microsoft Office Excel.

Před prvním přístrojovým vstupním měřením byl pacient poučen o průběhu měření na chodícím páse. Bylo mu vysvětleno, že se jedná o pohyblivý pás, na kterém se bude pohybovat jemu subjektivně pohodlnou a bezpečnou rychlostí.

Pacient po prvotním poučení byl s doprovodem terapeuta doveden na vyšetřovací pás. Teleskopická madla byla nastavena do výšky a šířky dle potřeb probanda. Po kalibraci přístroje se spustila analýza stoje probanda, která trvala 30 s. Následně byl spuštěn chodící pás pro nastavení přiměřené rychlosti chůze. Pokud pacient nedokázal stát bez opory, hrozil pád či měl strach, je mu povoleno držet se postranních madel. Tento poznatek však musel být zohledněn při dalším měření. Pokud jsou zajištěny technické a bezpečnostní prvky, vyšetřující terapeut spouští měření a analýzu chůze, jejíž interval činí 60 s.

Druhé výstupní měření proběhlo stejně jako první. Muselo být zohledněno a dodrženo, aby proběhlo za stejných podmínek, tzn. pokud se proband poprvé držel postranních madel, musí se držet i při druhém měření. Pokud byl efekt rehabilitace pozitivní a pacient během hospitalizace získal jistotu a zvládl měření chůze i bez držení, ihned následovalo třetí měření, kdy se vyšetřovaný nedržel.

Výstupní parametry stoje a chůze byly zpracovány v šestistránkovém protokolu (Kolářová, 2019, s. 45). Tento report poskytuje průměrné hodnoty časoprostorových parametrů stoje a chůze. Pro stoj byly vybrány parametry 95% confidence ellipse area (mm<sup>2</sup>), což je vymezený prostor, v jehož obsahu je zahrnuto 95% bodů, ve kterých se během analýzy stoje nachází COP, a rychlost COP (COP average velocity v mm/sec).

Z parametrů chůze byla vybrána průměrná rychlost chůze (km/h). Dále procentuální vyjádření doby kontaktu chodidla s podložkou – stojná fáze (Stance phase), jednotlivé části stojné fáze (Loading response, Midstance, Pre-swing), trvání švihové fáze (Swing phase) (v %), a to vše pro každou nohu zvlášť, z čehož byl zjišťován efekt RHB na paretickou DK a rozdíl mezi paretickou a neparetickou DK před a po RHB. Dalším parametrem chůze byla fáze dvojí opory (Double stance phase) (v %). Výstupní protokol informuje o síle zatížení jednotlivých



částí chodidla (Forefoot, Midfoot, Backfoot) pro každou nohu zvlášť (v N) (Donath et al., 2016, s. 3). Síla, kterou jednotlivé části chodidla (Forefoot, Midfoot, Backfoot) vyprodukují na tlakovou plošinu, byla převedena jako poměr síly a hmotnosti pacienta (v %). Pro porovnání efektu RHB na paretickou DK byla vypočítána absolutní hodnota rozdílu tohoto procentuálního zatížení mezi paretickou a neparetickou DK. Myšlenkou tohoto porovnání bylo, zda se rozdíl mezi poměry paretické a neparetické DK přiblíží nule, což by značilo efekt na symetrii chůze. Paretická dolní končetina byla s těmito parametry porovnána i samostatně.

Parametry analýzy stoje a chůze na přístroji Zebris FDM-T byly automaticky převedeny na číselné hodnoty do výstupního protokolu dokumentu pdf. Poté byly přeneseny do tabulky Microsoft Office Excel.

Následně byly všechny naměřené hodnoty statisticky vyhodnoceny v programu Statistica.

### **3.3 Statistické hodnocení**

Naměřené hodnoty klinických testů převedené do tabulky Microsoft Office Excel byly statisticky analyzovány v programu Statistica. Výsledné hodnoty 10metrového testu chůze a Timed Up and Go testu mají normální rozdělení, což bylo zjištěno pomocí Shapiro-Wilkova testu normality popisné statistiky, ve kterém byla zajištěna podmínka  $p > 0,05$ . Proto byl pro statistické hodnocení použit parametrický párový t-test, u kterého jsou statisticky významné rozdíly určeny na hladině  $p < 0,05$ .

Pro parametr stoje, 95% confidence ellipse area (mm<sup>2</sup>) nebyla zjištěna normalita rozdělení dat (popisná statistika, Shapiro-Wilkův test normality). Proto byly hodnoty porovnány neparametrickým Wilcoxonovým párovým testem s určenou hladinou významnosti  $p < 0,05$ . Data pro COP average velocity byla normálně rozložena, a proto byla porovnána parametrickým párovým t-testem ( $p < 0,05$ ). I data týkající se rychlosti chůze na páse normálně rozložena dle Shapiro-Wilkova testu normality. Pro statistické hodnocení byl tedy použit parametrický párový t-test. Pro fáze krokového cyklu a maximální síly (Maximum forces) dle Shapiro-Wilkova testu normality normální rozdělení neplatilo. Statisticky byly tedy tyto údaje analyzovány pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu s hladinou významnosti  $p < 0,05$ .

## 4 Výsledky studie

### 4.1 Popisná statistika výsledků

Následující podkapitoly obsahují výsledky statistického zkoumání pro klinické testy a přístrojové měření.

#### 4.1.1 Chůzové klinické testy

Tabulky (1 a 2) obsahují data, která zobrazují výsledky měření aspektem popisné statistiky vyjádřené průměrem, mediánem a směrodatnou odchylkou průměrných hodnot rychlostí pro 10metrový test chůze a časů pro Timed Up and Go test. Obsahuje i výslednou hladinu významnosti (10MWT  $p=0,043$ , TUG  $p=0,019$ ) vypočítanou párovým t-testem.

**Tabulka 1** Popisná statistika rychlosti při 10metrovém testu chůze před (1. měření) a po (2. měření) rehabilitaci (RHB) a výsledná hladina významnosti (p).

10metrový test chůze (m/s)						
Chůze před RHB - 1. měření			Chůze po RHB - 2. měření			p
Průměr 10MWT 1	Medián 10MWT 1	SD 10MWT 1	Průměr 10MWT 2	Medián 10MWT 2	SD 10MWT 2	
1,12	1,1	0,344	1,29	1,18	0,306	0,043

**Legenda:** 10MWT – 10metrový test chůze, RHB – rehabilitace, SD – směrodatná odchylka, 1 -1. měření, 2 – 2. měření, p = hladina významnosti

**Tabulka 2** Popisná statistika času pro provedení Timed Up and Go testu před (1. Měření) a po (2. Měření) rehabilitaci (RHB) a výsledná hladina významnosti (p).

Timed Up and Go test (s)						
Chůze před RHB - 1. měření			Chůze po RHB - 2. měření			p
Průměr TUG 1	Med TUG 1	SD TUG 1	Průměr TUG 2	Med TUG 2	SD TUG 2	
13,71	13,92	4,765	10,32	10	2,536	0,019

**Legenda:** TUG – Timed Up and Go test, RHB – rehabilitace, SD – směrodatná odchylka, 1 – 1. měření, 2 – 2. měření, p = hladina významnosti

#### 4.1.2 Měření parametrů stoje na přístroji Zebris FDM-T

Data v následujících tabulkách (Tabulka 3 a 4) zobrazují výsledné parametry stoje pomocí popisné statistiky průměru, mediánu a směrodatné odchylky před RHB (1. měření) a po ukončení RHB péče (2. měření) spolu s dosaženou hladinou významnosti p.

**Tabulka 3:** Popisná statistika parametru 95% confidence ellipse area (CEA) v mm<sup>2</sup> ve stoji na tlakové plošině přístroje Zebris FDM-T před (1. měření) a po (2. měření) RHB a výsledná hladina významnosti.

95% confidence ellipse area (mm <sup>2</sup> )						
Stoj před RHB - 1. měření			Stoj po RHB - 2. měření			p
Průměr CEA 1	Medián CEA 1	SD CEA 1	Průměr CEA 2	Medián CEA 2	SD CEA 2	
1016,4	601,5	909,52	396,5	384,5	173,13	0,007

**Legenda:** CEA – confidence ellipse area, RHB – rehabilitace, SD – směrodatná odchylka, 1 – 1. měření, 2 – 2. měření, p = hladina významnosti

**Tabulka 4** Popisná statistika parametru a výsledná hladina (p) COP average velocity v mm/sec ve stoji na tlakové plošině přístroje Zebris FDM-T před (1. Měření) a po (2. Měření) RHB

COP average velocity (mm/s)						
Stoj před RHB - 1. měření			Stoj po RHB - 2. měření			p
Průměr COP 1	Med COP1	SD COP 1	Průměr COP 2	Med COP 2	SD COP 2	
24,5	22,0	11,66	19,4	20	7,83	0,046

**Legenda:** COP – centre of pressure, RHB – rehabilitace, SD – směrodatná odchylka, 1 – 1. měření, 2 – 2. měření, p = hladina významnosti

#### 4.1.3 Měření parametrů chůze na přístroji Zebris FDM-T

V následující tabulce jsou výsledky popisné statistiky pro rychlost chůze na chodícím páse (závěr).

**Tabulka 5** Popisná statistika a výsledná hladina významnosti (p) rychlosti chůze měřené pomocí přístroje Zebris před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření)

Rychlost chůze na páse (km/h)						
Chůze na páse před RHB - 1. měření			Chůze na páse po RHB - 2. měření			p
Průměr 1	Med 1	SD 1	Průměr 2	Med 2	SD 2	
1,30	0,95	0,562	1,77	1,60	0,631	0,020

**Legenda:** RHB – rehabilitace, SD – směrodatná odchylka, 1 – 1. Měření, 2 – 2. Měření, p = hladina významnosti

Tabulka 6 obsahuje data popisné statistiky zaměřující se na krokový cyklus chůze, a to jednotlivých fází stojné fáze a švihové fáze paretické DK analyzovaných na přístroji Zebris.

**Tabulka 6:** Popisné statistiky a výsledná hladina významnosti (p) fází krokového cyklu paretické dolní končetiny DK při chůzi na páse přístroje Zebris FDM-T před (1. Měření) a po (2. Měření) RHB.

Phases (%), paretická DK							
Paretická DK	Chůze na páse před RHB (1. měření)			Chůze na páse po RHB (2. měření)			p
	Průměr 1	Med 1	SD 1	Průměr 2	Med 2	SD 2	
Stance phase	67,01	67,55	2,70	66,54	66,60	2,97	0,528
Response	22,72	19,80	11,58	14,04	14,90	6,22	0,009
Midstance	29,26	30,30	5,24	27,51	31,65	11,89	0,575
Pre-swing	17,61	17,10	2,59	27,59	17,40	23,58	0,721
Swing phase	32,99	32,45	2,70	33,45	33,40	2,96	0,618

**Legenda:** DK – dolní kočetina, RHB – rehabilitace, Med – medián, SD – směrodatná odchylka, 1 - měření, 2 – 2. měření, p = hladina významnosti

Tabulka 7 obsahuje popisnou statistiku pro fáze krokového cyklu vyjádřených jako rozdíl hodnot paretické a neparetické DK před a po RHB.

**Tabulka 7** Popisné statistiky a výsledná hladina významnosti (p) fází krokového cyklu vyjádřených rozdílem paretické a neparetické DK při chůzi na páse přístroje Zebris FDM-T před (1. Měření) a po (2. Měření) RHB.

Phases (%), paretická DK							
Paretická/ neparetická DK	Chůze na páse před RHB (1. měření)			Chůze na páse po RHB (2. měření)			p
	Průměr 1	Med 1	SD 1	Průměr 2	Med 2	SD 2	
Stance phase	2,68	1,45	3,98	0,64	1,2	3,44	0,333
Response	-4,39	-0,9	11,66	17,59	1,2	39,26	0,047
Midstance	2,55	0,9	4,07	1,43	2,5	3,2	0,386
Pre-swing	3,29	0,9	8,32	-13,56	-1,15	29,08	0,059
Swing phase	2,72	1,45	3,94	0,63	1,15	3,44	0,333

**Legenda:** DK – dolní končetina, RHB – rehabilitace, Med – medián, SD – směrodatná odchylka, 1 – 1. měření, 2 - 2. měření, p = hladina významnosti

V Tabulce 8 jsou údaje popisné statistiky fáze dvojí opory (Double stance phase) měřené na přístroji Zebris

**Tabulka 8** Popisné statistiky a výsledná hladina p fáze dvojí opory paretické dolní končetiny DK při chůzi na páse přístroje Zebris FDM-T před (1. Měření) a po (2. Měření) RHB.

Double stance phase, %						
Chůze na páse před RHB (1. měření)			Chůze na páse po RHB (2. měření)			p
Průměr DSP 1	Medián DSP 1	SD DSP 1	Průměr DSP 2	Medián DSP 2	SD DSP 2	
39,83	37,35	9,54	44,71	33,45	25,50	0,39

**Legenda:** DSP – double stance phase = fáze dvojí opory, RHB – rehabilitace, SD – směrodatná odchylka, 1 – 1. měření, 2 – 2. měření, p = hladina významnosti

Tabulka 9 obsahuje výsledky popisné statistiky parametrů maximální síly, kterou působí jednotlivé části chodidla paretické DK.

**Tabulka 9** Popisná statistika a výsledné hladiny významnosti (p) maximálních hodnot síly působící na jednotlivé části chodidla paretické DK změřených před (1. měření) a po (2. měření) RHB.

Maximum force (%), Zebris FDM-T							
Paretická DK	Chůze na páse před RHB (1. měření)			Chůze na páse po RHB (2. měření)			p
	Průměr 1	Med 1	SD 1	Průměr 2	Med 2	SD 2	
Forefoot	76,48	82,28	18,93515	84,55	85,55	7,74916	0,139
Midfoot	62,26	65,76	16,80724	63,16	67,45	15,04395	0,721
Backfoot	80,47	81,75	4,8454	81,23	82,25	3,06016	0,959

**Legenda:** DK – dolní končetin, RHB – rehabilitace, Med – medián, SD – směrodatná odchylka, 1 – 1. měření, 2 – 2. měření, p = hladina významnosti

V následující tabulce jsou údaje popisné statistiky určující rozdíly mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou v maximální síle působení jednotlivých částí chodidel (Tabulka 10).

**Tabulka 10** Popisná statistika a výsledné hladiny významnosti (p) maximálních hodnot síly působící na jednotlivé části chodidla vyjádřených rozdílem mezi paretickou a neparetickou DK před (1. měření) a po (2. měření) RHB.

Maximum force (%), Zebris FDM-T							
Rozdíl Paretická/ neparetická DK	Chůze na páse před RHB (1. měření)			Chůze na páse po RHB (2. měření)			p
	Průměr 1	Med 1	SD 1	Průměr 2	Med 2	SD 2	
<b>Forefoot</b>	8,83	2,15	18,4283	1,72	0,29	5,9104	0,333
<b>Midfoot</b>	1,68	1,95	8,1757	-4,76	-5,83	8,2038	0,022
<b>Backfoot</b>	-1,21	-0,09	6,2398	1,59	1,77	3,0837	0,241

**Legenda:** DK – dolní končetina, RHB – rehabilitace, Med – medián, SD – směrodatná odchylka, 1 – 1. měření, 2 – 2. měření, p = hladina významnosti

## 4.2 Vyjádření k hypotézám na základě statistického hodnocení

Hypotézu **H<sub>01</sub>** „Není rozdíl v rychlosti chůze při 10metrovém testu u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.“ zamítáme na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách rychlosti chůze po rovině mezi 1. a 2. měřením, kdy  $p=0,04$ .

Hypotézu **H<sub>A1</sub>** „Existuje rozdíl v rychlosti chůze při 10metrovém testu u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.“ Přijímáme na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách rychlosti chůze po rovině mezi 1. a 2. měřením, kdy  $p=0,04$ , viz Tabulka 1.

Hypotézu **H<sub>02</sub>** „Není rozdíl v koordinaci chůze u pacientů po CMP během provedení Timed Up and Go testu před rehabilitací a po ní.“ zamítáme na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách rychlosti pro provedení testu mezi 1. a 2. měřením, kdy  $p=0,019$ .

Hypotézu **H<sub>A2</sub>** „Existuje rozdíl v koordinaci chůze u pacientů po CMP během provedení Timed Up and Go testu před rehabilitací a po ní.“ přijímáme na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách rychlosti pro provedení testu mezi 1. a 2. měřením, kdy  $p=0,019$ , viz Tabulka 2.

Hypotézu **H<sub>03</sub>** „Není rozdíl v naměřených parametrech stoje na tlakové plošině Zebris u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.“ zamítáme na základě signifikantních rozdílů v následujících naměřených parametrech: 95% confidence ellipse area ( $p=0,006$ ) a COP average velocity ( $p=0,04$ ).

Hypotézu **H<sub>A3</sub>** „Existuje rozdíl v naměřených parametrech stoje na tlakové plošině Zebris u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.“ přijímáme na základě signifikantních rozdílů v následujících naměřených parametrech: 95% confidence ellipse area ( $p=0,006$ ) a COP average velocity ( $p=0,04$ ), viz Tabulka 3 a 4.

Hypotézu **H<sub>04</sub>** „Není rozdíl v naměřených parametrech chůze na tlakové plošině Zebris u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.“ zamítáme pro signifikantní rozdíl v následujících naměřených parametrech: rychlost chůze na páse ( $p=0,02$ ), rozdíl mezi paretickou a neparetickou DK před a po RHB v Response fázi krokového cyklu ( $p=0,047$ ), Response fáze paretické DK před a po RHB ( $p=0,009$ ) a rozdíl mezi paretickou a neparetickou DK před a po RHB v Maximum force ve střední části chodidla – Midfoot ( $p=0,02$ ).

Hypotézu přijímané pro následující naměřené parametry: Stance phase ( $p=0,528$ ), Midstance ( $p=0,575$ ), Pre-swing ( $p=0,721$ ) a Swing phase ( $p=0,618$ ) paretické DK, rozdíly mezi paretickou a neparetickou DK ve fázích Stance phase ( $p=0,333$ ), Midstance ( $p=0,386$ ), Pre-swing ( $p=0,059$ ) a Swing phase ( $p=0,333$ ). Dále pro Double stance phase ( $p=0,39$ ), Maximum force pro přední a zadní část chodidla na paretické DK před a po RHB – Forefoot ( $p=0,139$ ), Backfoot ( $p=0,959$ ) a rozdíly mezi paretickou a neparetickou DK před a po RHB v Maximum force v přední a zadní části chodidla - Forefoot ( $p=0,333$ ), Backfoot ( $p=0,241$ ).

Hypotézu **H<sub>A4</sub>** „*Existuje rozdíl v naměřených parametrech chůze na tlakové plošině Zebris u pacientů po CMP před rehabilitací a po ní.*“ přijímáme pro signifikantní rozdíl v následujících naměřených parametrech: rychlost chůze na páse ( $p=0,02$ ), rozdíl mezi paretickou a neparetickou DK před a po RHB v Response fázi krokového cyklu ( $p=0,047$ ), Response fáze paretické DK před a po RHB ( $p=0,009$ ) a rozdíl mezi paretickou a neparetickou DK před a po RHB v Maximum force ve střední části chodidla – Midfoot ( $p=0,02$ ).

Hypotézu zamítáme pro následující naměřené parametry: Stance phase ( $p=0,528$ ), Midstance ( $p=0,575$ ), Pre-swing ( $p=0,721$ ) a Swing phase ( $p=0,618$ ) paretické DK, rozdíly mezi paretickou a neparetickou DK ve fázích Stance phase ( $p=0,333$ ), Midstance ( $p=0,386$ ), Pre-swing ( $p=0,059$ ) a Swing phase ( $p=0,333$ ). Dále pro Double stance phase ( $p=0,39$ ), Maximum force pro přední a zadní část chodidla na paretické DK před a po RHB – Forefoot ( $p=0,139$ ), Backfoot ( $p=0,959$ ) a rozdíly mezi paretickou a neparetickou DK před a po RHB v Maximum force v přední a zadní části chodidla – Forefoot ( $p=0,333$ ), Backfoot ( $p=0,241$ ).



## 5 Diskuse

Vhodně zvolený program rehabilitační péče pro pacienty po cévní mozkové příhodě je důležitý pro maximální efekt návratu do běžného života s co nejlepším funkčním zapojením a kvalitou.

V časně fázi po CMP je prognóza pacienta určována především potenciálními komplikacemi v důsledku poruchy základních mozkových funkcí. Díky moderní péči na jednotce a neurologické intenzivní medicíně dnes přežije mrtvici o 20 % více pacientů než před 20 lety, ale ti, kteří přežijí, jsou brzy také vážněji postiženi než pacienti v dřívějších dobách (Suaréz, 2006, s. 232).

Výsledný klinický obraz těchto pacientů téměř zcela závisí na prevenci a zvládnutí komplikací, a to zejména zhoršené kontroly dýchání, dysfagie, aspirační pneumonie, recidivující mrtvice, infekce močových cest, poruchy metabolismu cukrů a elektrolytů, srdeční arytmie a trombózy (Knecht, Hesse, Oster, 2011, s. 601).

Úspěšná rehabilitace závisí na systematické léčbě interdisciplinárním týmem zkušených odborníků. V oblasti funkční obnovy došlo k velkému pokroku v chápání fyziologie učení, přeučování, tréninku a kognitivního zlepšení. Rovněž došlo k pokroku v podpůrné farmakoterapii a technologii využívání robotické rehabilitace. Dobře organizovaná akutní a střední rehabilitace po cévní mozkové příhodě může pacientům poskytnout nejlepší funkční výsledky dosažitelné na základě našeho současného vědeckého poznání. K rozšíření našich znalostí a zlepšení účinnosti rehabilitace jsou však zapotřebí další experimentální a klinické studie (Knecht, Hesse, Oster, 2011, s. 600). Pro maximalizaci účinnosti rehabilitačních terapií po CMP je zásadní určit, kdy mozek nejvíce reaguje, tedy kdy je nejvíce plastický na senzomotorické podněty po CMP, a výhodně zaměřit hlavní úsilí právě během tohoto období. (Biernaskie, 2004, s. 1245).

Cévní mozková příhoda je také klasickou nemocí stáří. Sekundární prevence CMP, zejména prostřednictvím zvýšeného cvičení, není pouze indikována, ale ve skutečnosti je zvláště účinná u starších osob, u nichž je výskyt cévní mozkové příhody vyšší než u mladších pacientů. Nicméně léčebná doporučení pro starší pacienty jsou stále založena na výsledcích studií provedených na mladších pacientech. Relevantní vědecké údaje jsou zvláště vzácné pro pacienty v pokročilém věku (Langhorne et al., 2010, s. 2-4).

Plasticita mozku v podstatě zůstává nedotčena až do stáří. Problémy však vznikají v důsledku komorbidit, jako je městnavé srdeční selhání a diabetes, a v důsledku funkčních

omezení pacienta – fyzických, mentálních, emocionálních a psychosociálních (Knecht, Hesse, Oster, 2011, s. 604).

Neurální plastické změny jsou závislé na zkušenostech a učení, ale využití těchto znalostí ke zlepšení klinických výsledků po cévní mozkové příhodě je v začátcích (Carey et al., 2019, s. 11).

Právě Carey et al. (2019) pro svou studii hledali vztahy mezi neuroplasticitou, učením a schopností zotavení po mrtvici. V poměrně velké části publikací (21 %) objevili, že byly převážně zaměřené na motorické učení, pohyb a řízení motoriky. Toto zjištění zdůrazňuje současné zaměření na výsledky pohybu na úkor jiných funkcí nebo komplexnějších výsledků. Relativně malá část článků byla zaměřena na jazyk a řeč (9,2 %). Chybělo také zaměření na vjem, jako je zrak nebo hmat, stejně jako výsledky pro každodenní činnosti nebo pro přechod na nové a komplexní činnosti. To pravděpodobně odráží, kde se tento obor v současnosti nachází ve vztahu k aplikaci znalostí, které integrují neurální plasticitu s učením a ceněnými výsledky pro zotavení po mrtvici (Carey et al., 2019, s. 11).

Komplikace CMP jsou častější ve stáří a poskytují horší prognózu. Přesné údaje nejsou k dispozici, protože tyto účinky závisí jak na závažnosti mrtvice, tak na rozsahu již existujícího poškození. Mezi nejčastější komplikace po CMP patří pády, obzvláště časně po propuštění z akutní nemocniční péče, dále inkontinence, rozvoj demence, deprese, dysfagie a další (Knecht, Hesse, Oster, 2011, s. 601). Prevenci pádů u starších pacientů je často věnována příliš malá pozornost. K většině pádů a většině zlomenin dochází po propuštění pacienta domů. Tato skutečnost podtrhuje důležitost tréninku nejen síly a vytrvalosti, ale také rovnováhy a koordinace. Rehabilitační péče, která je započatá časně po atace, významně přispívá k anatomicko-fyziologické reorganizaci mozku, což vede ke snížení rozvoje patologických pohybových vzorců, které jsou přítomny na podkladě abnormálního svalového tonu (Burget, 2015, s. 70-71).

Obnova chůze na kvalitní a funkční úroveň je jedním ze základních rehabilitačních cílů u pacientů po CMP (Belda-Lois et al., 2011, s. 1). Taková chůze umožňuje jedinci plné zařazení zpátky do společnosti, zároveň je pro něj do určité míry zárukou soběstačnosti a nezávislosti na okolí. Pro dobrý psychický stav je právě resocializace velmi důležitá (Whittle, 2012, s. 52).

## 5.1 Trénink chůze v rámci rehabilitačního programu po cévní mozkové příhodě

McCabe et al. (2021) ve své případové studii tvrdí, že standardní kinezioterapie a nácvik chůze se neukázaly jako účinné při obnově normální koordinace chůze u mnoha pacientů po CMP. Dle této studie spíše přetrvává dyskoordinace chůze s přidruženou dysfunkcí a progresivně se zhoršující kvalitou života. Několik studií se zabývalo slabostí dolních končetin po mrtvici a cvičením určeným k posílení svalů DKK s očekáváním zlepšení chůze. Zdá se však, že dyskoordinace chůze u mnoha pacientů po cévní mozkové příhodě je důsledkem více než jen pouhé svalové slabosti. Jako účelný se potvrdil dlouhodobý trénink koordinace chůze u jedince s počáteční dobrou svalovou silou, ale špatnou švihovou fází krokového cyklu během chůze. Díky kombinovanému použití cvičení motorického učení, FES, posilování a tréninku na běžecím pásu se koordinace paretické dolní končetiny dostatečně zlepšila, aby vykazovala symetrickou fázi švihu, čímž se snížila pravděpodobnost pádů. Obnova koordinace dolních končetin během švihové fáze je efektivní, když je dostatečná svalová síla a koordinační trénink je cílený. Případové studie ilustrují kombinované intervence pro nácvik chůze a reakci na léčbu, poskytují podpůrné důkazy o vztazích mezi koordinací flexe kolene, koordinací fáze švihu, funkční pohyblivostí a kvalitou života, dále ilustrují, že síla je nezbytná, ale ne dostatečná k obnovení koordinované fáze švihu chůze po CMP a poskytují podrobnosti týkající se koordinačního tréninku a postupu léčby tréninkem chůze u pacientů po CMP (McCabe, Roenikg, Daly, 2021).

Biomechanické usnadnění hemiparetické chůze je významné k dosažení symetrie a je spojeno se zlepšením vzorce aktivace svalů nohy. V porovnání rychlosti a silových parametrů pro chůzi na běžecím pásu přizpůsobené rychlosti u netrénovaných hemiparetických pacientů bylo zjištěno 50% zlepšení poměrů švihové fáze mezi oběma DKK, 30% zlepšení symetrie kroků a 40% snížení variability kroku. Běžecí pás také vyvolává okamžité změny v aktivaci m. quadriceps femoris, které také zodpovídají za symetrii chůze. Trénink na běžecím pásu tedy nevytváří pouze mechanické usnadnění, ale také zlepšuje fázování aktivace m. quadriceps, což podporuje neurofyzilogické zdůvodnění, že běžecí pás je výhodný pro podporu nácviku lokomotoriky po CMP. Pomocí transkraniální magnetické stimulace (TMS) se ukázalo, že kortikospinální excitabilita paretického čtyřhlavého svalu u pacientů s chronickou hemiparetickou CMP se zvýšila již po jediném tréninku na běžecím pásu. Po počátečním posouzení pomocí TMS kvantifikoval motoricky evokovaný potenciál (MEP) reakce na paretickém a neparetickém quadricepsu. Účastníci studie chodili na běžecím

pásu po dobu 20 minut, aby simulovali jeden aerobní trénink. Bylo zjištěno, že amplitudy MEP se zvýšily na paretickém m. quadriceps femoris u jedinců, kteří se účastnili alespoň tříměsíčního pravidelného školení na běžeckém pásu. Tyto výsledky souhrnně ukazují, že trénink chůze po CMP na běžeckém pásu zlepšuje symetrii vybraných vzorců aktivace chůze a paretických svalů nohou a poskytuje důkaz, že jediné tréninkové sezení mění kortikospinální dráždivost hemiparetických svalů nohou (Ivey, Hafer-Macko, Macko, 2006, s. 446).

Podobné zlepšení schopnosti přenosu nebo rovnováhy bylo pozorováno u tréninku s opakujícími se úkoly, biofeedbacku a tréninku s pohyblivou platformou. Rychlost chůze byla zlepšena tréninkem fyzické kondice, vysoce intenzivní fyzioterapií a cvičením s opakovanými úkoly (Rabadi, 2011, s. 31).

Elektromechanický nácvik chůze může být účinnou podporou motorické regenerace po CMP. Mnoho studií má však stále potíže s vyhodnocením účinnosti elektromechanicky asistovaného tréninku chůze ve srovnání s konvenčním tréninkem chůze na klinickou funkci chůze a symetrii chůze u pacientů po CMP. Ve studii, kterou napsal Nam et al. (2022) byli pacienti po CMP (n = 144) náhodně zařazeni do kontrolní skupiny, kde podstoupili trénink chůze za pomoci fyzioterapeuta, a do experimentální skupiny, ve které probíhal elektromechanický trénink chůze. Oba typy tréninku chůze byly prováděny po dobu 30 minut každý den, 5 dní v týdnu po dobu 4 týdnů. Primárním cílovým parametrem byla změna ve funkční kategorii chůze (FAC). Sekundárními cílovými body byly klinické funkce chůze a symetrie chůze, doba švihů a délka kroku. Všechny výsledky ve zmiňované studii byly měřeny na začátku před intervencí a 4 týdny po výchozí hodnotě po intervenci. FAC prokázala významné zlepšení po RHB chůze, stejně jako klinické funkce chůze, a to v obou skupinách. Asymetrie délky kroku se zlepšila v kontrolní skupině, ne v experimentální skupině. Asymetrie švihové fáze v obou skupinách nevykazovaly významné zlepšení. Klinické funkce chůze prokázaly významnější zlepšení v subakutní skupině než ve skupině chronické. Symetrie chůze však nevykazovaly žádné významné změny ani u subakutní, ani u chronické skupiny. Elektromechanicky asistovaný trénink chůze byl stejně účinný jako konvenční trénink chůze s fyzioterapeutem. Přestože se klinická funkce chůze v subakutní skupině zlepšila více než v chronické skupině, asymetrie chůze se po tréninku chůze nezlepšila ani u jedné skupiny (Nam et al., 2022, s. 6880).

Neurorehabilitace chůze, vychází především z facilitace neuroplasticity, a to terapeuticky cíleně vedenou multisenzorickou aferencí k dosažení samostatné lokomoce v proměnlivém zevním prostředí. Za zlatý standard rehabilitace se pro funkční obnovu pohybu pacientů po CMP považuje kombinace více rehabilitačních přístupů. V případě neurorehabilitace chůze

se jako nejúčinnější jeví kombinace více modalit, zejména chůze vedená terapeutem a chůze na chodícím pásu při dostatečně variabilních nárocích, v sensoricky bohatém prostředí, za současné uvědomované participace pacienta (Krobot et al., 2017, s. 526).

V posledních letech je s rozvojem roboticky asistované rehabilitace při tréninku chůze stále více využívána vizuální nebo akustická zpětná vazba. Řada studií prokazuje větší efektivitu RHB terapie s využitím těchto principů. Zpětná vazba umožňuje do určité míry náhradu informací z proprioreceptorů a dalších senzorů pohybu, které byly narušeny po CMP. Praktickým příkladem využití je trénink stoje a chůze na pohyblivém pásu, kdy pacient na obrazovce vidí rozložení zátěže plosek zdravé i paretické strany. Prostřednictvím této zpětné vazby je pacientům poskytnut další významný aferentní vstup. To napomáhá reaktivaci řídicích center motoriky poškozených po CMP. Vizuelní zpětná vazba usnadňuje postiženému přenos váhy na paretickou dolní končetinu, zlepšuje se stabilita stoje i chůze, kontrola a koordinace prováděných pohybů (Burget, 2015, s. 70).

## 5.2 Diskuse k hypotézám diplomové práce

Testované hypotézy určené pro tuto práci byly zaměřeny na měření rychlosti chůze u pacientů po CMP při chůzi na určitou vzdálenost a na chodícím páse Zebris. Dále na koordinaci pacienta při vykonání balančně náročného úkolu a na parametry stoje a chůze měřené pomocí přístroje Zebris FDM-T.

### 5.2.1 Diskuse k hypotézám H<sub>01</sub> a H<sub>A1</sub>

Tyto hypotézy byly zaměřeny na rychlost chůze u pacientů po CMP v subakutním stádiu potřebnou pro provedení 10metrového testu chůze před zahájením a po ukončení RHB tréninku. Cílem bylo zjistit, zda se pohodlná a bezpečná rychlost pacientů po RHB změní a zda bude efekt pozitivní.

Dané výsledky jsou důkazem efektu rehabilitace na změnu rychlosti v pozitivním smyslu pro 10metrový chůzový test. Při měření rychlosti chůze pomocí 10metrového testu chůze po ukončení rehabilitačního programu došlo k signifikantnímu zrychlení (viz Tabulka 1, s. 34, Příloha 4, s. 77).

Stejně jako u jiných vitálních funkcí je rychlost chůze jednoduchým hodnocením, které poskytuje množství informací o základních fyziologických procesech. Hodnota je daleko vyšší než náklady a lékaři by měli zvážit začlenění tohoto vitálního znaku do všech komplexních hodnocení (Middleton, Fritz, Lusardi, 2015, s. 314).

Snížená rychlost chůze je charakteristickým znakem chůze po CMP. Bylo prokázáno, že pacienti po CMP, kteří jsou schopni samostatné chůze, dosahují rychlosti 0,55 m/s při běžných denních činnostech. Aby se jim chodilo pohodlně, jistě a mohli být aktivní i v terénu, měli by dosáhnout rychlosti chůze alespoň 0,9 m/s. Zdraví jedinci dosahují průměrné rychlosti 1,3 m/s. (Guzik et al., 2016, s. 223)

Obnovení pohybové schopnosti je primárním cílem rehabilitace po CMP a nejčastěji se měří pomocí změn v rychlosti chůze, kterou si sám zvolí. Rychlost chůze však nedokáže identifikovat mechanismy, kterými se jedinec zotavuje. Avšak nebyl identifikován žádný soubor výsledných opatření, která by mechanicky vysvětlila změny pozorované v rychlosti chůze. Neexistuje ani teoretický základ, který by řídil komplikovaný výběr výsledných měření, protože mnoho z těchto výsledků není nezávislých na rychlosti chůze. V systematickém přehledu z roku 2017 byl zkoumán vliv kardiopirační funkce, aktivace svalů, produkce síly a byly zkoumány analýzy pohybu. Intervence zahrnovaly aerobní trénink, funkční elektrickou stimulaci, multidimenzionální rehabilitaci, robotiku, trénink smyslové stimulace, silový nebo odporový trénink, lokomoční rehabilitaci specifickou pro daný úkol a vizuálně vedený

trénink. Pro zjištění teoretického základu bude třeba další zkoumání mechanické souvislosti pro funkční zlepšení po CMP, k čemuž bude nezbytný systematický, multimodální přístup k rehabilitaci po cévní mozkové příhodě (Wonsetler, Bowden, 2017, s. 394).

Rychlost chůze je hlavním ukazatelem výkonnosti chůze po CMP. Dicksteinová (2008) ve svém kritickém přehledu píše, že neexistuje žádný guideline ohledně optimální léčebné metody pro její zlepšení. Pro rehabilitaci chůze po mozkové příhodě existují různé léčebné metody. Jejich dostupnost, způsob použití a náklady se liší, ale výsledky jsou do značné míry podobné. Výsledkem je, že výběr vhodné metody se proto může řídit pragmatickým přístupem. Jednoduché technologie a konvenční cvičení jsou přinejmenším stejně účinné jako složitější strategie, jako je běžecký pás a intervence založené na robotické podpoře (Dicksteinová, 2008, s. 349).

Mentiplay et al. (2019) ve své studii zjistili, že rychlosti chůze nejvíce přispěla síla plantárního flexoru kotníku a flexoru kyčle. Budoucí výzkum si možná bude přát znovu zaměřit hodnocení síly a léčbu tak, aby se zaměřily na plantární flexory kotníku a flexory kyčle. Sledoval také souvislost mezi rovnováhou a rychlostí chůze. Rovnováha měla významnou souvislost s obvyklou a rychlou chůzí (Mentiplay et al., 2019, s. 848).

### 5.2.2 Diskuse k hypotézám H<sub>02</sub> a H<sub>A2</sub>

Tyto hypotézy byly určeny pro sledování efektu rehabilitace na koordinaci pacienta, která je odrazem času, za který je pacient schopen provést Timed Up and Go test. Průměrný čas pro provedení testu před RHB byl 13,71 s. Po RHB došlo k výraznému zrychlení, kdy výsledný průměrný čas byl 10,32 s. Rozdíl průměrných časů po rehabilitační intervenci byl 3,39 s, což značí významné zlepšení u pacientů po CMP v tomto náročném testu (viz Tabulka 2, s. 34, Příloha 5, s. 78).

Časové ohraničení, které definovali Podsiadlo a Richardson (1991, s. 148), tedy pokud starší lidé mají dobu výkonu TUG pod 20 sekund, jsou schopni samostatně provádět nezbytné pohyby v činnostech každodenního života, pokud by to bylo více jak 30 sekund, osoba je při chůzi při většině činností buď závislá na pomůcce nebo má jiné omezení, se s odstupem času zdá být dosti omezené a nepřesné. An et al. (2017) hledali validní hodnotu času pro provedení TUG u pacientů s chronickou CMP. Klinickým významem jejich studie bylo zjištění, že doba výkonu TUG <14,87 sekund je dostatečným hodnotícím kritériem pro rozpoznání schopností ICA u osob s chronickou cévní mozkovou příhodou. Kromě toho může test TUG sloužit jako faktor pro rozlišení rychlosti chůze pacientů, schopností chůze a jako prediktor pádů (An et al., 2017, s. 179).

Chan et al. (2017) ve své studii objevili, že minimální detekovatelná změna v čase TUG byla 3,53 sekundy u pacientů po CMP. Pomocí TUG také zjistili, že hraniční čas 13,49 sekund nejlépe odlišuje výkon pacientů po mrtvici od výkonu zdravých starších dospělých (Chan et al., 2017, s. 2219).

Liu et al. (2016, s. 627) ve své studii zkoumali efekt modifikovaného tréninku na schopnost vstát ze sedu. Byly vytvořeny dvě skupiny, experimentální a kontrolní. Pacienti v kontrolní skupině absolvovali trénink vstávání ze sedu do stoje se symetrickou polohou nohy, zatímco pacienti v experimentální skupině dostali modifikovaný trénink vstávání ze sedu do stoje, při kterém byla paretická noha umístěna dozadu. Subjekty v obou skupinách absolvovaly 30 minut tréninku ze sedu a stoje pětkrát týdně po dobu čtyř týdnů. Výsledky ukázaly významné zlepšení rovnováhy ve stoje a pohybu ze sedu do stoje u obou skupin po tréninku ve srovnání se stavem před tréninkem. Po tréninku se doba vstávání výrazněji zkrátila u experimentální skupiny (průměrná změna, 0,90 ±0,25 sekundy) než u kontrolní skupiny (průměrná změna, 0,42 ±0,18 sekundy).

Výkonnost TUG u hemiparetických pacientů závisí především na motorické schopnosti paretické dolní končetiny, zejména na fázi jednorázové opory na paretické straně. Kinematické



a kinetické parametry chůze nepředpovídají výkon TUG u pacientů s cévní mozkovou příhodou (Bonnyaud et al., 2015, s. 88-89).

Persson (2014) ve své studii uvádí, že by bylo také zajímavé mít během prvních tří měsíců bližší a častější sledování pacientů po CMP, aby se zjistilo, kdy došlo k největšímu zlepšení mobility. Limitujícím faktorem je také skutečnost, že nelze provést srovnání s nějakým globálním měřítkem. Většinou bylo počáteční hodnocení provedeno v průměru 5 dní po prodělání CMP. Z praktických důvodů nebyli pacienti hodnoceni dříve než 4.–7. den. Její studie tedy není schopna odpovědět na otázku, zda je TUG vhodný jako klinické opatření 1–3 dny po CMP. Motorické zotavení však může nastat již během prvních dnů po cévní mozkové příhodě, což může vysvětlit, proč se někteří pacienti mohli zotavit již před prvním vyšetřením. (Persson et al., 2014, s. 6)

Během měření pro tuto práci neměli pacienti při provedení TUG zásadní problém s balancí a nikomu nehrozil bezprostřední pád. Avšak u osob po CMP může výskyt pádů souviset s otočením o 180° během testu TUG. Navíc tento problém může být způsoben deficitem kognitivních procesů. Změna času TUG může také záviset na poškození a obnově svalové síly na dolní končetině. Specifické požadavky TUG, jako je vstávání, stání a sezení, se zdají být funkčním řešením a tréninkovou strategií při pádech po CMP, které nastávají v důsledku snížené tvorby síly a větší posturální titubace (Sackley, 2009, s. 3).

Je také zajímavým zjištěním, že i strana, na kterou se pacient při provedení testu otáčí, má vliv na čas jeho trvání (Hohee, Chanhyun, 2019, s. 38-39). Tato studie z roku 2019 zjistila, že pacienti po cévní mozkové příhodě vykazovali rozdíly ve výsledcích testu TUG na základě jejich směru otáčení a při otáčení ve směru postižené strany bylo potřeba méně času než při otáčení ve směru nepostižené strany. Dopad těchto výsledků na klinickou rehabilitaci je takový, že směr otáčení může ovlivnit výsledky testu TUG a měl by být kontrolován při provádění testu TUG v klinických podmínkách.

Dalším faktorem zkreslujícím výsledky může být fáze, ve které se pacient po CMP nachází, a délka sledování. Ve studii s dlouhodobým sledováním pacienti častěji trpí jinými zhoršenými zdravotními stavy, zejména jsou-li ve vysokém věku. Je těžké určit, kolik pacientů bylo hodnoceno jako pacienti vyžadující další rehabilitaci při propuštění z iktové jednotky. Intenzita této další rehabilitace není známa. Je zřejmé, že by bylo velmi klinicky zajímavé studovat účinek intenzivního tréninku u pacientů po CMP různého věku v klinické randomizované studii (Persson et al. 2014., s. 4).

Existuje určité omezení pro zobecnění výsledků, jelikož byli studováni pouze pacienti s vůbec první klinickou cévní mozkovou příhodou a výsledek nelze s jistotou přenést na pacienty s recidivující cévní mozkovou příhodou, což tvrdí i Persson et al. (2014, s. 4).

### 5.2.3 Diskuse k hypotézám H<sub>03</sub> a H<sub>A3</sub>

Tyto hypotézy byly zaměřeny na měnící se parametry stoje v závislosti na rehabilitační intervenci. Údaje o stoji byly změřeny pomocí tlakové plošiny přístroje Zebris FDM-T. Pro tuto studii byly vybrány dva parametry, a to 95% confidence ellipse area a COP velocity.

Vymezený prostor, v jehož obsahu je zahrnuto 95% bodů, ve kterých se během analýzy stoje nachází COP, je nazváno 95% confidence ellipse area. Pacienti byli měřeni při klidném stoji s otevřenými očima po dobu 30s. Medián hodnot po prvním měření dosáhl hodnoty 604,5 mm<sup>2</sup> a po druhém měření se snížil na 384,5 mm<sup>2</sup>. Rozdíl obou hodnot je výrazný a dokazuje, že se zmenšila plocha, ve které se nacházelo COP během měření (viz Tabulka 3, s. 35). Dále měřená rychlost COP ve statické poloze s otevřenými očima nabyla hodnoty mediánu po prvním měření 22 mm/s a po druhém měření 20 mm/s. Došlo tedy ke zpomalení pohybu COP (viz Tabulka 4, s. 35).

Výsledky měření mohou být odrazem toho, že titubace pacientů po CMP se po RHB zmírnila a zlepšila se jejich statická stabilita. Neexistuje však mnoho studií pro přesný popis těchto parametrů u pacientů po cévní mozkové příhodě.

Yu Won, Kyu-Ryeong a Myoung-Kwon ve své studii (2021, s. 17) popisují vztah mezi statickou rovnováhou a chůzí. Porovnávali kadenci a rychlost chůze na páse spolu s parametry stoje, jako je 95% confidence ellipse area, COP average velocity a COP path length. Byla prokázána negativní korelace těchto parametrů. Při snížení hodnot parametrů stoje dochází ke zvýšení hodnot parametrů chůze. Tato korelace byla statisticky významná.

Ve srovnání se zdravými jedinci mají pacienti po CMP poruchy posturální rovnováhy, které vedou ke zvýšenému posturálnímu houpání a asymetrii při nesení váhy v klidném stání, což se běžně provádí záznamem posunů COP pomocí silové platformy (Mizrahi et al., 1989; Sackley, 2009 s. 3; De Haart et al., 2004, s. 879; Marigold, Eng, 2006, s. 466, Genthon et al., 2008, s. 1796). Nález založený na snímání změn polohy COP přímo souvisí s klinickým poškozením rovnováhy a chůze a mají důležité důsledky pro klinickou praxi pro monitorování posturálního zotavení, hodnocení rizika pádů, hodnocení účinnosti rehabilitačních programů nebo, kromě klinických funkčních testů, k měření různých aspektů kontroly rovnováhy (De Haart et al., 2004, s. 890; Tyson et al., 2006, s. 32-35; Sawacha et al., 2013, s. 2).

Gasq et al. (2014, s. 39) ve své studii uvádí, že v klinické praxi by měly být u pacientů po CMP upřednostňovány proměnné rychlosti založené na COP před proměnnou Confidence ellipse area (CEA) k posouzení a sledování posturálního kývání v průběhu času. Postup měření změn COP z této studie by mohl být aplikován ve studiích spolehlivosti týkající se dalších

proměnných založených na COP v oblasti fyzikální medicíny a rehabilitace. Stejně tvrzení popisuje i Gray, Ivanova a Garland (2014, s. 198), kteří popisují, že během jejich analýzy byla rychlost změny polohy COP nejspolehlivějším měřítkem s vysokou spolehlivostí.

#### 5.2.4 Diskuse k hypotézám H<sub>04</sub> a H<sub>A4</sub>

Tyto hypotézy byly zformulovány pro popis efektu rehabilitace na rychlost chůze, na jednotlivé fáze krokového cyklu a na maximální sílu zatížení jednotlivých částí chodidla.

Průměrná rychlost chůze na páse Zebris dosáhla před rehabilitační péčí 1,3 km/h. Po RHB intervenci, která zahrnovala konvenční trénink chůze a trénink chůze na chodícím páse, měla průměrná hodnota rychlosti pacientů po CMP 1,77 km/h. Došlo tedy k průměrnému zlepšení o 0,47 km/h. Tento rozdíl byl statisticky významný (Tabulka 5, s. 35). Výsledky měření rychlosti chůze na chodícím páse přístroje Zebris nabídly podobný trend, jako chůze po rovině při 10MWT.

Fáze krokového cyklu měřené na paretické dolní končetině nenabývaly významných rozdílů v hodnotách mediánu. Z výsledků naměřených pro jednotlivé fáze krokového cyklu se statisticky významnou stala pouze Loading response fáze paretické DK, která je částí stejné fáze a je odezvou na zatížení, začíná bezprostředně po iniciálním kontaktu chodidla a pokračuje až do zvednutí kontralaterální končetiny pro fázi švihovou. Tato změna ukazuje procentuální snížení doby trvání této fáze pro paretickou DK (Tabulka 6, s. 36).

Při porovnání rozdílů paretické a neparetické strany v jednotlivých fázích krokového cyklu opět statisticky významných rozdílů dosáhla fáze Loading response, kdy se však rozdíl procentuálního trvání této fáze zvětšil (Tabulka 7, s. 36).

Klinicky významnou se jeví rozdíl prvního a druhého měření u fáze dvojí opory, kdy došlo k procentuálnímu snížení času stráveného v této opoře. Avšak tento jev nebyl statisticky potvrzen (Tabulka 8, s. 37).

Maximum force je vyjádření síly, kterou pacient působí na tlakovou plošinu jednotlivými částmi chodidla, a to předonožím (Forefoot), středem chodidla (Midfoot) a zadonožím (Backfoot). Jelikož každý pacient má jinou hmotnost, bylo toto číslo přepočítáno jako poměr síly a hmotnosti pacienta. Byly zkoumány rozdíly mezi paretickou a neparetickou DK. Myšlenkou tohoto porovnání bylo, zda se rozdíl mezi poměry paretické a neparetické DK přiblíží nule. Nejvíce se tomuto předpokladu přiblížil rozdíl mezi zatížením Forefoot paretické a neparetické strany, kdy medián hodnot při prvním měření dosáhl hodnoty rozdílu 2,15 a při druhém měření 0,29. Avšak tento rozdíl nebyl statisticky významný. Statisticky významným se jeví parametr měřící zatížení Midfoot. V tomto případě došlo k ještě většímu rozptylu mezi rozdíly, kdy z mediánu před RHB o hodnotě 1,95 se rozdíl naměřeného parametru po RHB dostal do negativních čísel, a to na hodnotu -5,83. Z jednotlivých procentuálních zatížení lze vyčíst, že po RHB došlo k jevu, kdy paretická DK více dopadá

na středonoží oproti neparetické straně, a to v průměru o cca 5 %. Před RHB byly hodnoty zatížení středonoží paretické a neparetické DK blíže, přibližně od sebe jen o cca 2 % (Tabulka 9, s. 37).

Rozdíly Maximum forces pouze paretické strany nenabýly statisticky významných rozdílů po RHB (Tabulka 10, s. 38).

Často se vyskytují výrazné časové a prostorové asymetrie mezi končetinami, u 48 % až 82 % subjektů CMP. Vzory časové asymetrie jsou často vyznačovány kratší dobou stejné fáze a delším časem švihů postižené končetiny, zatímco prostorová asymetrie je často charakterizována kratší délkou kroku nepostižené končetiny. Výsledkem je často snížený čas švihové fáze v kratší délce kroku. Poměry asymetrie doby stejné fáze, čas švihové fáze a délka kroku mají významnou negativní souvislost se samovolnou rychlostí chůze (Patterson et al., 2010, s. 244). Navíc bylo prokázáno, že subjekty po CMP s větší asymetrií délky kroku chodí při jejich vlastní zvolené rychlosti chůze výrazně pomaleji, a to při jejich nejvyšší ještě pohodlné rychlosti. Navíc na postižené straně je fáze předšvihová (Pre-swing) v průměru delší než fáze Loading response s velmi výrazným rozdílem při nejnižších rychlostech (Beyaert et al., 2015., s. 341). Symetrie chůze, na rozdíl od rychlosti, nesouvisí s věkem (Patterson et al., 2012., s. 590).

Vertikální a předozadní složka reakční síly podložky (GRF) byla popsána během chůze jedinců po CMP. Pod postiženou končetinou je vertikální GRF výrazně snížena s jedním vrcholem, a předozadní komponenta vykazuje vyšší brzdění než hnací impuls, zejména při nižší chůze rychlost u jedinců s chronickou mrtvicí s pomocí hole nebo bez. Rychlost chůze silně korelovala s hnacím impulsem chodícího pásu (Bowden et al., 2006, s. 876). Tento impuls je silně pozitivně spojen s aktivitou plantárních flexorů, ale také negativně souvisí s flexory DK, zejména ve skupině s těžkým stavem po CMP. Umístění nohy vzhledem k COM (centre of mass = těžiště) těla odpovídá za hnací a brzděné impulsy kromě vytvořené svalové síly. Tedy snížené zadní postavení postižené nohy v Pre-swing by měla tendenci snižovat ovlivněný propulzní impuls, zatímco delší ovlivněný krok ve fázi Loading response by měl tendenci zvyšovat ovlivněný brzděný impuls (Bowden et al., 2006, s. 876). Dále se chodidlo obvykle dotýká země buď naplocho nebo přednožím s předním posunem středu tlaku při počátečním kontaktu a snížení jeho podélného průběhu (Beyaert et al., 2015, s.354). Tedy plantární flexory, které jsou aktivní od prvního kontaktu, přispívají brzy k vyššímu tření se zemí, vyšší negativní práci kotníku a částečně k podpoře těla a zpomalení trupu v pohybu dopředu (Neptune, Kautz, Zajac, 2001, s. 1391). Wong et al. (2004, s. 1627) klasifikovali vzor kontaktu nohou do tří skupin (počáteční kontakt předonoží, středonoží a paty) a prokázali vysokou korelaci mezi

vzorem kontaktu nohy a vzorem GRF, rychlostí chůze a Brunnströmovy fáze zotavení. Vyšší stupeň neurologického deficitu byl tedy spojen s vyšším posunem středu trajektorie tlaku směrem k přední části chodidla při počátečním kontaktu. Kromě toho jsou kategorie kontaktních vzorů nohou velmi úzce spojené se třemi samostatnými kinematickými podskupinami kloubů dolních končetin a jsou časnými prediktory budoucího funkčního výsledku po rehabilitaci u pacientů po cévní mozkové příhodě (Kaczmarczyk et al., 2012, s. 214).

Olney et al. (1998, s. 819) provedli analýzu hlavních komponent kinematických a kinetických proměnných chůze u chronické CMP. Uvedli, že první hlavní složka souvisela s rychlostí chůze a představovala 41 % rozptylu a druhá složka souvisela s asymetrií mezi končetinami a tvořila 13 % rozptylu. Uvedli, že čas švihu, čas stojné fáze a stupňová symetrie prokázaly systematický lineární trend směrem k větší asymetrii ve skupinách pacientů v pozdějším stádiu po mrtvici, zatímco rychlost, neurologický deficit, a motorické postižení dolních končetin neprokázalo tak významný lineární trend. Tyto výsledky naznačují, že rychlost a symetrie měří na sobě navzájem nezávislé charakteristiky chůze.

## 5.2 Přínos pro praxi

V dnešní době je velký výběr neurofyziologických technik, které jsou zacíleny na zlepšení stereotypu chůze. V terapii je nutné a výhodné kombinovat manuální techniky s přístrojovými metodami, jako jsou např. terapeutické chodící pásy, či asistovaná robotická rehabilitace. Zařazení přístrojových technik do komplexního rehabilitačního programu dává pacientům možnost zajímavější terapie, která zároveň funguje jako motivace, kdy s každým tréninkem dochází k viditelně lepšímu subjektivnímu prožití a zvýšení rychlosti na terapeutickém chodícím páse.

Ukázalo se, že využití klinických testů, je jednoduché ve své aplikaci, jak pro vyšetřujícího, tak pro pacienty. Pomocí těchto testů lze jednoduše a objektivně zhodnotit stav pacienta, pokroky v jeho rekonvalescenci a efekty RHB. Pro pacienta je během klinických testů zásadní i subjektivní vnímání pro porovnání a motivaci k dalšímu zlepšení a pokračování terapie. Výsledky klinických jsou snadno reprodukovatelné.

Tato studie prokázala, že po komplexním rehabilitačním tréninku včetně terapie chůze na chodícím páse došlo ke zrychlení chůze u pacientů po CMP. Došlo i ke zrychlení v provedení koordinačního testu. Tyto výsledky jsou potvrzením dosavadních studií citovaných v této práci. Je však třeba zdůraznit, že pacienti absolvovali kromě přístrojové rehabilitace i komplexní individuální terapii s fyzioterapeutem.

Prokázalo se, že komplexní RHB intervence, zahrnující individuální fyzioterapii a přístrojovou terapii, zlepšuje parametry stoje s ohledem na COP. Pacienti byli schopni lépe kontrolovat stoj. Výsledky rehabilitace ukazují zlepšení stability pacientů ve stoju. V dalších studiích by se mohl sledovat vliv CMP na stabilitu stoje se zavřenými očima.

Výsledky z měřených parametrů chůze na chodícím páse neprokázaly významné změny po dvoutýdenní rehabilitaci.

Námětem pro další výzkum by mohlo být následné zhodnocení parametrů chůze pomocí chodícího pásu Zebris tři, šest a dvanáct měsíců po primotace CMP a porovnat je s původními hodnotami z hospitalizace, popřípadě se zdravou populací. Také by se mohli porovnat parametry stoje s určitými parametry chůze, jak spolu korelují a zda dojde ke zlepšení u jednoho, pokud dojde ke zlepšení u druhého parametru.



## 5.4 Limity studie

Mezi limity studie lze zařadit nehomogenost zkoumaného souboru. Poměr mužů a žen nebyl 1:1, jelikož do studie bylo zařazeno 7 mužů a 3 ženy. Jednou z hlavních limit tohoto výzkumu je nízký počet probandů, kteří se na studii mohli zúčastnit. Důvodem bylo nesplnění kritérií pro účast, především etiologie cévní mozkové příhody, a to ischemie pocházející z jiného povodí než a. cerebri media. Dále to byly přidružené komplikace, jako omezená hybnost z důvodů operací pohybového aparátu, nesamostatnost v pohybu bez doprovodu nebo kompenzačních pomůcek. Také bylo problémem uzavření nemocnic pro veřejnost z důvodů preventivních opatření proti pandemii Covid-19.

Dále by bylo potřeba se zaměřit na to, kolikátý den po prodělání CMP bylo vstupní vyšetření provedeno. Také rozestup mezi prvním a druhým, výstupním, měřením nebyl vždy v rozestupu ideálních 14 dní. Tento rozestup se lišil v závislosti na ukončení pobytu na Rehabilitačním oddělení.

Také v intenzitě a náplni celkové rehabilitace nebylo možné dosáhnout určitého sjednocení, jelikož nebylo možné zajistit všem probandům ve studii stejného fyzioterapeuta. Každý pacient měl dle své kondice a funkčního deficitu nastavenou individuální RHB. Totéž se týkalo přístrojové RHB na chodícím pásu. Jisté sjednocení bylo dosaženo aspoň, že jednalo o pacienty v jednom městě, v jedné nemocnici, na jednom oddělení a s jedním týmem fyzioterapeutů.

Vstupní a výstupní měření bylo v rozestupu přibližně dvou týdnů, což nejspíš nemělo u pacientů dost času na výrazný efekt změny u jednotlivých detailně měřených parametrů na přístroji Zebris FDM-T. Hrubé parametry, jako je rychlost a změna posturální kontroly, se i po krátkodobé RHB měly čas změnit. Pro zjištění více objektivního efektu na parametry stoje a chůze by bylo třeba také dlouhodobější sledování pacientů s ohledem na jejich každodenní aktivity a individuální funkční potřeby. Ideálních výsledků by mohlo být dosaženo i v měření parametrů přesahujících do chronického stadia CMP.

Limitem studie také mohla být nová zkušenost s chodícím pásem pro pacienty v této studii. Pacienti byli o průběhu měření na páse plně poučeni, avšak při uvědomování si pohybu, koordinaci, soustředění se na pokyny a měnící se rychlosti, mohla být ovlivněna adaptace pacienta na takové zařízení. Navíc přístroj Zebris pracuje v laboratorních podmínkách, nejedná se tedy o přirozený pohyb, jako je např. chůze po chodbě. Po zahájení intenzivní komplexní RHB péče pacienti již pravidelně absolvovali terapii na chodícím páse, mohlo tedy již dojít k plné adaptaci na tyto laboratorní podmínky.

## Závěr

Práce hodnotila vliv komplexního intenzivního rehabilitačního programu na vybrané parametry stoji a chůze u pacientů po CMP, a to klinickými testy a přístrojovým měřením. Rehabilitace zahrnovala dvakrát denně individuální kinezioterapii s fyzioterapeutem a jednou denně trénink chůze na chodícím páse. Výsledkem práce je efekt kombinace těchto dvou přístupů na stoj a chůzi u pacientů po CMP.

Statisticky významné byly výsledky klinického testování. K významné změně došlo v rychlosti chůze během 10metrového testu druhého měření v porovnání s prvním měřením, kdy se průměrná rychlost měřených pacientů zvýšila z 1,12 m/s na 1,29 m/s. K významné změně došlo také v průměrném čase, který byl naměřen během TUG testu při prvním a druhém měření. V tomto případě se průměrný čas snížil z 13,71 s na 10,32 s. Tento výsledek reflektuje zlepšení koordinace pacientů.

Ve stoji měřeném přístrojem Zebris došlo také k významným změnám, kdy z naměřených dat byla popsána lepší kontrola COP, došlo tedy k posunu k lepší stabilitě stoji.

Statisticky významná změna byla prokázána při porovnání výsledků průměrné rychlosti chůze na terapeutickém chodícím páse před a po ukončení RHB. Před zahájením léčby byla průměrná rychlost chůze na páse u testovaného souboru 1,3 km/h, avšak po ukončení intenzivního rehabilitačního programu došlo ke změně v rychlosti chůze, konkrétně k jejímu zvýšení na průměrnou rychlost 1,77 km/h u měřených jedinců. Výsledky prokázaly, že komplexní rehabilitace včetně terapie na chodících páslech vede ke zvýšení rychlosti chůze u pacientů po CMP v subakutní fázi.

Detailní parametry chůze měřené na přístroji nevykazovaly tak výrazné změny při měření před a po RHB. Výjimkou je Loading response fáze krokového cyklu paretické DK, kdy došlo ke snížení procentuálního zatížení. Také rozdíl paretické a neparetické DK po ukončení RHB vykazuje významnou změnu. V praxi to znamená, že Loading response fáze paretické DK před RHB trvá déle a po RHB rozdíl mezi oběma DKK snížil. Dalším parametrem, u kterého došlo k významné změně, byl Maximum force ve střední části chodidla (Midfoot) v porovnání paretické a neparetické DK před a po RHB. Tento rozdíl se ještě zvětšil.

Mnoho výzkumných prací se v posledních letech zabývá rehabilitací chůze, především se zaměřením na efekt terapie, která je doplněna o roboticky asistovanou rehabilitaci či chůzi na chodících páslech.

Tato práce potvrdila, že kombinace kinezioterapie a přístrojové RHB má pozitivní vliv na stoj a chůzi u pacientů po CMP.

## Referenční seznam

AN, S.H., PARK, D.S., LIM, J.Y. 2017. Discriminative validity of the timed up and go test for community ambulation in persons with chronic stroke. *Physical Therapy Rehabilitation Science* [online]. 6(4), 176-181 [cit. 2022-05-20]. ISSN 2287-7576. Dostupné z: doi:10.14474/ptrs.2017.6.4.176.

BELDA-LOIS, J. M., MENA-DEL HORNO, S., BERMEJO-BOSCH, I. 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 8(1), [cit. 2020-01-15]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-8-66>.

BENJAMIN, J. E., BLAHA, M. J, CHIUVE, S. E et al. 2017. Heart Disease and Stroke Statistics – 2017 Update: A Report From the American Heart Association. *Circulation* [online]. 135(10), e146 – e603, [cit. 2020-01-13]. ISSN 0009-7322. Dostupné z: doi/10.1161/CIR.0000000000000485.

BEYAERT, C., VASA, R., FRYKBERG, G.E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 45(5), 335-355, [cit. 2020-01-16]. ISSN 09877053. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0987705315000696>.

BIERNASKIE, J. 2004. Efficacy of Rehabilitative Experience Declines with Time after Focal Ischemic Brain Injury. *Journal of Neuroscience* [online]. 24(5), 1245-1254 [cit. 2022-05-20]. ISSN 0270-6474. Dostupné z: doi:10.1523/JNEUROSCI.3834-03.2004.

BONNYAUD, C., PRADON, D., VAUGIER, I., VUILLERME, N., BENSMAIL, D., ROCHE, N. 2016. Timed Up and Go test: Comparison of kinematics between patients with chronic stroke and healthy subjects. *Gait & Posture* [online]. 49, 258-263 [cit. 2022-05-20]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2016.06.023.

BOWDEN, M.G., BALASUBRAMANIAN, Ch.K., NEPTUNE, R.R., KAUTZ, S.A. 2006. Anterior-Posterior Ground Reaction Forces as a Measure of Paretic Leg Contribution in Hemiparetic Walking. *Stroke* [online]. 37(3), 872-876, [cit. 2022-01-30]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/01.STR.0000204063.75779.8d.

BURGET, N. 2015. Využití zpětné vazby v rehabilitaci pacientů s poruchami chůze po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(2), 70-78. ISSN 1211-2658.

CAREY, L., WALSH, A., ADIKARI, A. 2019. Finding the Intersection of Neuroplasticity, Stroke Recovery, and Learning: Scope and Contributions to Stroke Rehabilitation. *Neural Plasticity* [online]. 19, 1-15 [cit. 2022-05-20]. ISSN 2090-5904. Dostupné z: doi:10.1155/2019/5232374.

CECCATO, J.Ch., DE SÈZE, M., AZEVEDO, Ch., CAZALETS, J.R., RUIZ, J.R. 2009. Comparison of Trunk Activity during Gait Initiation and Walking in Humans. *PLoS ONE* [online]. 4(12), 1-15, [cit. 2022-01-25]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0008193.

CHAN, P.P., SI TOU, J.I., TSE, M.M, NG, S.S. 2017. Reliability and Validity of the Timed Up and Go Test With a Motor Task in People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 98(11), 2213-2220 [cit. 2022-05-20]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2017.03.008.

CLARK, D.J. 2015. Automaticity of walking: functional significance, mechanisms, measurement and rehabilitation strategies. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. 9(15), 1-13, [cit. 2022-01-29]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2015.00246.

CLARK, D.J., TING, L.H., ZAJAC, F.E., NEPTUNE, R.R., KAUTZ, S.A. 2010. Merging of Healthy Motor Modules Predicts Reduced Locomotor Performance and Muscle Coordination Complexity Post-Stroke. *Journal of Neurophysiology* [online]. 103(2), 844-857, [cit. 2022-01-30]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00825.2009.

CULLEN, K.E. 2012. The vestibular system: multimodal integration and encoding of self-motion for motor control. *Trends in Neurosciences* [online]. 35(3), 185-196 [cit. 2022-01-29]. ISSN 01662236. Dostupné z: doi:10.1016/j.tins.2011.12.001.

DICKSTEIN, R. 2008. Rehabilitation of Gait Speed After Stroke: A Critical Review of Intervention Approaches. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 22(6), 649-660 [cit. 2022-05-20]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968308315997.

- DONATH, L., FAUDE, O., LICHTENSTEIN, E., NÜESCH, C., MÜNDERMANN, A. 2016. Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: comparison to an instrumented treadmill. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 13(1), 1-9 [cit. 2020-04-16]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://www.jneuroengrehab.com/content/13/1/6>.
- DREW, T., PRENTICE, S., SCHEPENS, B. 2004. Cortical and brainstem control of locomotion. *Brain Mechanisms for the Integration of Posture and Movement* [online]. Elsevier, 143, 251-261, [cit. 2022-01-29]. Progress in Brain Research. ISBN 9780444513892. Dostupné z: doi:10.1016/S0079-6123(03)43025-2.
- GALE, S.D., PEARSON, C.M. 2012. Neuroimaging predictors of stroke outcome: Implications for neurorehabilitation. *NeuroRehabilitation* [online]. 31(3), 331-344, [cit. 2022-01-30]. ISSN 18786448. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-2012-0800.
- GASQ, D., LABRUNÉE, M., AMARANTINI, D., DUPUI, P., MONTOYA, R., MARQUE, P. 2014. Between-day reliability of centre of pressure measures for balance assessment in hemiplegic stroke patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 11(1), 39 [cit. 2022-05-20]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-11-39.
- GEIGER, M., BONNYAUD, C., BUSSEL B., ROCHE, N. 2018. Assessing of imagined and real expanded Timed Up and Go tests in patients with chronic stroke: A case-control study. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 50(5), 413-419 [cit. 2020-01-17]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <https://www.medicaljournals.se/jrm/content/abstract/10.2340/16501977-2315>.
- GENTHON, N., ROUGIER, P., GISSOT, A.S, FROGER, J., PÉLISSIER, J., PÉRENNOU, D. 2008. Contribution of Each Lower Limb to Upright Standing in Stroke Patients. *Stroke* [online]. 39(6), 1793-1799 [cit. 2022-05-20]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.107.497701.
- GRACIES, J.M. 2005. Pathophysiology of spastic paresis. I: Paresis and soft tissue changes. *Muscle & Nerve* [online]. 31(5), 535-551 [cit. 2022-01-30]. ISSN 0148-639X. Dostupné z: doi:10.1002/mus.20284.

GRACIES, J.M. 2005. Pathophysiology of spastic paresis. II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle & Nerve* [online]. 31(5), 552-571 [cit. 2022-01-30]. ISSN 0148-639X. Dostupné z: doi:10.1002/mus.20285.

GRAY, V.L., IVANOVA, T.D., GARLAND, S.J. 2014. Reliability of center of pressure measures within and between sessions in individuals post-stroke and healthy controls. *Gait & Posture* [online]. 40(1), 198-203 [cit. 2022-05-20]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2014.03.191.

GUILLAUD, E., SEYRES, P., BARRIÈRE, G., JECKO, V., BERTRAND, S.S., CAZALETS, J.R. 2020. Locomotion and dynamic posture: neuro-evolutionary basis of bipedal gait. *Neurophysiologie Clinique* [online]. 50(6), 467-477 [cit. 2022-01-25]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi:10.1016/j.neucli.2020.10.012.

GUZIK, A., WOLAN-NIERODA, A., WALICKA-CUPRYŚ, K. 2016. Gait in patients with stroke-related hemiparesis and methods of gait assessment. *Medical Review* [online]. 14(2), 220-224 [cit. 2020-01-16]. ISSN 24506761. Dostupné z: <http://repozytorium.ur.edu.pl/handle/item/2577>.

HACMON, R.R., KRASOVSKY, T., LAMONTAGNE, A., LEVIN, M.F. 2012. Deficits in Intersegmental Trunk Coordination During Walking Are Related to Clinical Balance and Gait Function in Chronic Stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. 36(4), 173-181 [cit. 2022-01-29]. ISSN 1557-0576. Dostupné z: doi:10.1097/NPT.0b013e31827374c1.

HENDRICKSON, J., PATTERSON, K.K., INNESS, E.L., MCILROY, W.E., MANSFIELD, A. 2014. Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke. *Gait & Posture* [online]. 39(1), 177-181 [cit. 2022-01-30]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.06.022.

IVEY, F.M., HAFER-MACKO, Ch.E., MACKO, R.F. 2006. Exercise rehabilitation after stroke. *NeuroRX* [online]. 3(4), 439-450 [cit. 2022-05-19]. ISSN 1545-5343. Dostupné z: doi:10.1016/j.nurx.2006.07.011.

JANG, S.H., CHANG, Ch.H., LEE, J., KIM, Ch.S., SEO, J.P., YEO, S.S. 2013. Functional Role of the Corticoreticular Pathway in Chronic Stroke Patients. *Stroke* [online]. 44(4), 1099-1104 [cit. 2022-01-30]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.111.000269.

JARCHI, D., POPE, J., LEE, T.K.M., TAMJIDI, L., MIRZAEI, A., SANEI, S. 2018. A Review on Accelerometry-Based Gait Analysis and Emerging Clinical Applications. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* [online]. 11, 177-194 [cit. 2022-01-30]. ISSN 1937-3333. Dostupné z: doi:10.1109/RBME.2018.2807182.

JØRGENSEN, H.S., NAKAYAMA, H., RAASCHOU, H.O, OLSEN, T.S. 1995. Recovery of walking function in stroke patients: The copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 76(1), 27-32 [cit. 2022-01-30]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(95)80038-7.

JOVANOVIĆ, E., FRITH, K.H., MADHUSHRI, P., HUNTER, A., COFFEY, S.S., MILENKOVIC, A. 2017. Gender Differences in Mobility of Elderly. *Principles of Gender-Specific Medicine* [online]. Elsevier, 2017, s. 639-653 [cit. 2020-01-17]. ISBN 9780128035061. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128035061000541>.

KACZMARCZYK, K., WIT, A., KRAWCZYK, M., ZABORSKI, J., GAJEWSKI, J. 2012. Associations between gait patterns, brain lesion factors and functional recovery in stroke patients. *Gait & Posture* [online]. 35(2), 214-217 [cit. 2022-01-30]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2011.09.009.

KALRON, A., FRID, L. 2015. The “butterfly diagram”: A gait marker for neurological and cerebellar impairment in people with multiple sclerosis. *Journal of the Neurological Sciences* [online]. 358(1-2), 92-100 [cit. 2020-04-16]. ISSN 0022510X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022510X15005249>.

KAMPHUIS, J.F., DE KAM, D., GEURTS, A.C.H., WEERDESTEYN, W. 2013. Is Weight-Bearing Asymmetry Associated with Postural Instability after Stroke? A Systematic Review. *Stroke Research and Treatment* [online]. 2013, 1-13 [cit. 2022-01-30]. ISSN 2090-8105. Dostupné z: doi:10.1155/2013/692137.

KNECHT, S., HESSE, S., OSTER, P. 2011. Rehabilitation After Stroke. *Deutsches Ärzteblatt international* [online]. [cit. 2022-05-20]. ISSN 1866-0452. Dostupné z: doi:10.3238/arztebl.2011.0600.

KOLÁŘOVÁ, B., STACHO, J., JIRÁČKOVÁ, M., KONEČNÝ P., NAVRÁTILOVÁ, L. 2019. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci*. 2. přepracované a doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.

KRÁLÍČEK, P. c2011. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-618-2.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B., KOLÁŘ, B., SCHUSTEROVÁ, B., TOMSOVÁ, J. 2017. Neurorehabilitace chůze po cévní mozkové příhodě. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 80/113(5), 521-526 [cit. 2022-05-20]. ISSN 12107859. Dostupné z: doi:10.14735/amcsnn2017521.

LACQUANITI, F., IVANENKO, Y.P., ZAGO, M. 2012. Patterned control of human locomotion. *The Journal of Physiology* [online]. 590(10), 2189-2199 [cit. 2022-01-29]. ISSN 00223751. Dostupné z: doi:10.1113/jphysiol.2011.215137.

LAMONTAGNE, A., RICHARDS, C.L., MALOUIN, F. 2000. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 10(6), 407-415 [cit. 2022-01-30]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/S1050-6411(00)00028-6

LANGHORNE, P., LEWSEY, J.D., JHUND, P.S. 2010. Estimating the impact of stroke unit care in a whole population: an epidemiological study using routine data. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 81(12), 1301-1305 [cit. 2022-05-20]. ISSN 0022-3050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.2009.195131.

LAURENT, G., VALENTINI, F., LOISEAU, K., HENNEBELLE, D., ROBAIN, G. 2010. Claw toes in hemiplegic patients after stroke. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 53(2), 77-85 [cit. 2022-01-30]. ISSN 18770657. Dostupné z: doi:10.1016/j.rehab.2009.12.005.

LEWEK, M.D., BRADLEY, C.E., WUTZKE, C.J., ZINDER, S.M. 2014. The Relationship Between Spatiotemporal Gait Asymmetry and Balance in Individuals With Chronic Stroke. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 30(1), 31-36 [cit. 2022-01-30]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.2012-0208.

LYSACK, C.L., Household and Neighborhood Safety, Mobility. *Handbook of Assessment in Clinical Gerontology* [online]. Elsevier, 2010, 2010, s. 619-646 [cit. 2020-01-16]. DOI: 10.1016/B978-0-12-374961-1.10023-5. ISBN 9780123749611. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780123749611100235>.



- LIU, M., CHEN, J., FAN, W., MU, J., ZHANG, J., WANG, L., ZHUANG, J., NI, Ch. 2016. Effects of modified sit-to-stand training on balance control in hemiplegic stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 30(7), 627-636 [cit. 2022-01-29]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215515600505.
- MANSFIELD, A., INNESS, E.L, MCILROY, W.W. 2018. Stroke. *Handbook of Clinical Neurology: Balance, Gait and Falls* [online]. 159(3), 205-228 [cit. 2020-01-13]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444639165000136>.
- MARIGOLD, D.S., ENG, J.J. 2006. Altered timing of postural reflexes contributes to falling in persons with chronic stroke. *Experimental Brain Research*, 171, 459-468. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1007/s00221-005-0293-6>.
- MASSAAD, F., LEJEUNE, T.M., DETREMBLEUR, Ch. 2010. Reducing the Energy Cost of Hemiparetic Gait Using Center of Mass Feedback: A Pilot Study. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 24(4), 338-347 [cit. 2022-01-30]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968309349927.
- MENEZES, K., NASCIMENTO, L., PINHEIRO, M., SCIANNI, A., FARIA, C., AVELINO, P., FARIA-FORTINI, I., TEIXEIRA-SALMELA, L. 2017. Lower-limb motor coordination is significantly impaired in ambulatory people with chronic stroke: A cross-sectional study. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 49(4), 322-326 [cit. 2022-01-27]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-2215.
- MENTIPLAY, B.F., WILLIAMS, G., TAN, D. 2019. Gait Velocity and Joint Power Generation After Stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 98(10), 841-849 [cit. 2022-05-20]. ISSN 1537-7385. Dostupné z: doi:10.1097/PHM.0000000000001122.
- MENZ, H.B., LORD, S.R., FITZPATRICK, R.C. 2003. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait & Posture* [online]. 18(1), 35-46 [cit. 2022-01-30]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(02)00159-5.
- MIDDLETON, L.E., CORBETT, D., BROOKS, D., SAGE, M.D., MACINTOSH, B.J., MCILROY, W.W., BLACK, S.E. 2013. Physical activity in the prevention of ischemic stroke and improvement of outcomes: A narrative review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews* [online]. 37(2), 133-137 [cit. 2020-01-15]. ISSN 01497634. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0149763412002011>.

- MIDDLETON, A., FRITZ, S.L., LUSARDI, M. 2015. Walking Speed: The Functional Vital Sign. *Journal of Aging and Physical Activity* [online]. 23(2), 314-322 [cit. 2022-05-20]. ISSN 1063-8652. Dostupné z: doi:10.1123/japa.2013-0236.
- MIZRAHI, J., SOLZI, P., RING, H., NISELL, R. 1989. Postural stability in stroke patients: Vectorial expression of asymmetry, sway activity and relative sequence of reactive forces. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 27(2), 181-190 [cit. 2022-05-20]. ISSN 0140-0118. Dostupné z: doi:10.1007/BF02446228.
- MOE-NILSSEN, R., HELBOSTAD, J.L. 2004. Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *Journal of Biomechanics* [online]. 37(1), 121-126 [cit. 2022-01-30]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(03)00233-1.
- MOLINARI, M. 2009. Plasticity properties of CPG circuits in humans: Impact on gait recovery. *Brain Research Bulletin* [online]. 78(1), 22-25 [cit. 2020-01-15]. ISSN 03619230. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0361923008000993>.
- MORRIS, N.A., MERKLER, A.E., GIALDINI, G., KAMEL, H. 2017. Timing of Incident Stroke Risk After Cervical Artery Dissection Presenting Without Ischemia. *Stroke* [online]. 48(3), 551-555 [cit. 2020-01-15]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/STROKEAHA.116.015185>.
- NAM, Y.G., KO, M.J., BOK, S.K., PAIK, N.J., LIM, Ch.Y., LEE, J.W., KWON, B.S. 2022. Efficacy of electromechanical-assisted gait training on clinical walking function and gait symmetry after brain injury of stroke: a randomized controlled trial. *Scientific Reports* [online]. 12(1), 6880 [cit. 2022-05-20]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-022-10889-3.
- NEPTUNE, R.R., KAUTZ, S.A., ZAJAC, F.E. 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 34(11), 1387-1398 [cit. 2022-01-30]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(01)00105-1.
- OLIVEIRA, A.S.C, GIZZI, L., KERSTING, U.G., FARINA, D. 2012. Modular organization of balance control following perturbations during walking. *Journal of Neurophysiology* [online]. 108(7), 1895-1906 [cit. 2022-01-30]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00217.2012.

OLNEY, S.J., RICHARDS. C. 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture* [online]. 4(2), 136-148 [cit. 2022-01-29]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/0966-6362(96)01063-6.

OLNEY, S.J., GRIFFIN, M.P., MCBRIDE, I.D. 1998. Multivariate Examination of Data From Gait Analysis of Persons With Stroke. *Physical Therapy* [online]. 78(8), 814-828 [cit. 2022-01-29]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/78.8.814.

PATTERSON, K.K., NADKARNI, N.K., BLACK, S.E, MCILROY, W.E. 2012. Gait symmetry and velocity differ in their relationship to age. *Gait & Posture* [online]. 35(4), 590-594 [cit. 2020-01-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636211007983>.

PATTERSON, K.K., PARAFIANOWICZ, I., DANELLS, C.J., CLOSSON, V., VERRIER, M.C, STAINES, W.R., BLACK, S.E., MCILROY, W.E. 2008. Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 89(2), 304-310 [cit. 2020-01-16]. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999307016498>.

PATTERSON, K. K., GAGE, W.H., BROOKS, D., BLACK, S.E., MCILROY, W.E. 2010. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture* [online]. 31(2), 241-246 [cit. 2022-01-30]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2009.10.014.

PERSSON, C.U., DANIELSSON, A., SUNNERHAGEN. K.A., GRIMBY-EKMAN, A., HANSSON, P.O. 2014. Timed Up & Go as a measure for longitudinal change in mobility after stroke – Postural Stroke Study in Gothenburg (POSTGOT). *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 11(1) [cit. 2022-05-20]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-11-83.

PFEIFFER, J. 2007 *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1135-5.

PODSIADLO, D., RICHARDSON, S. 1991. The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 39(2), 142-148 [cit. 2022-05-20]. ISSN 00028614. Dostupné z: doi:10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x.

RABADI, M.H. 2011. Review of the randomized clinical stroke rehabilitation trials in 2009. *Medical Science Monitor* [online]. 17(2), RA25-RA43 [cit. 2022-05-20]. ISSN 1234-1010. Dostupné z: doi:10.12659/MSM.881382.

REED, L. F., URRY, S. R., WEARING, S. C. Reliability of spatiotemporal and kinetic gait parameters determined by a new instrumented treadmill system. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2013, vol. 14, no. 1, pp. 1-10. [cit. 2020-04-16]. ISSN: 14712474. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=68a58eb1-c832-441d936d-9b11cd030556%40sessionmgr4002&vid=0&hid=4213>.

ROUTSON, R.L., KAUTZ, S.A, NEPTUNE, R.R. 2014. Modular organization across changing task demands in healthy and poststroke gait. *Physiological Reports* [online]. 2(6) [cit. 2022-01-30]. ISSN 2051817X. Dostupné z: doi:10.14814/phy2.12055.

SACKLEY, C.M. 2009. Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. *International Disability Studies* [online]. 13(1), 1-4 [cit. 2022-05-20]. ISSN 0259-9147. Dostupné z: doi:10.3109/03790799109166267.

SAWACHA, Z., CARRARO, E., CONTESSA, P., GUIOTTO, A., MASIERO, S., COBELLI, C. 2013. Relationship between clinical and instrumental balance assessments in chronic post-stroke hemiparesis subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 10(1) [cit. 2022-05-20]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-10-95.

SEBASTIÃO, E., SANDROFF, B.M., LEARMONTH, Y.C., MOTL, R.W. 2016. Validity of the Timed Up and Go Test as a Measure of Functional Mobility in Persons With Multiple Sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 97(7), 1072-1077 [cit. 2020-01-17]. DOI: 10.1016/j.apmr.2015.12.031. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999316001398>.

SUAREZ, J.I. 2006. Outcome in neurocritical care: Advances in monitoring and treatment and effect of a specialized neurocritical care team. *Critical Care Medicine* [online]. 34(Suppl), 232-238 [cit. 2022-05-20]. ISSN 0090-3493. Dostupné z: doi:10.1097/01.CCM.0000231881.29040.2.

TAKAKUSAKI, K. 2013. Neurophysiology of gait: From the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders* [online]. 28(11), 1483-1491 [cit. 2022-01-29]. ISSN 08853185. Dostupné z: doi:10.1002/mds.25669.

TYSON, S.F., HANLEY, M., CHILLALA, J., SELLEY, A., TALLIS, R.C. 2006. Balance Disability After Stroke. *Physical Therapy* [online]. 86(1), 30-38 [cit. 2022-05-20]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/86.1.30.

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

WATSON, M.J. 2002. Refining the Ten-metre Walking Test for Use with Neurologically Impaired People. *Physiotherapy* [online]. 88(7), 386-397 [cit. 2022-01-30]. ISSN 00319406. Dostupné z: doi:10.1016/S0031-9406(05)61264-3

WHITTLE, M. W. 2012. *Gait Analysis An Introduction: 5th edition*. Churchill Livingstone, 192. ISBN 9780702051999.

WIESER, M., HAEFELI, J., BÜTLER, L., JÄNCKE, L., RIENER, R., KOENEKE, a S. 2010. Temporal and spatial patterns of cortical activation during assisted lower limb movement. *Experimental Brain Research* [online]. 203(1), 181-191 [cit. 2020-01-16]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-010-2223-5>.

WONG, A.M., PEI, Y.Ch., HONG, W.H., CHUNG, Ch.Y., LAU, Y.Ch., CHEN, C.P. 2004. Foot contact pattern analysis in hemiplegic stroke patients: An implication for neurologic status. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 85(10), 1625-1630 [cit. 2022-01-30]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2003.11.039.

WONSETLER, E.C., BOWDEN, M.G. 2017. A systematic review of mechanisms of gait speed change post-stroke. Part 2: exercise capacity, muscle activation, kinetics, and kinematics. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 24(5), 394-403 [cit. 2022-05-20]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1080/10749357.2017.1282413.

YAVUZER, G., ESER, F., KARAKUS, D., KARAOGLAN, B., STAM, H.J. 2006. The effects of balance training on gait late after stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 20(11), 960-969 [cit. 2022-01-30]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215506070315.

## Seznam zkratek

BWS	Body weight support
CEA	Confidence ellipse area
CGP	Centrální generátory pohybu
CMP	Cévní mozková příhoda
COP	Centre of pressure
COM	Centre of mass
DK/DKK	Dolní končetina/končetiny
EEG	Elektroencefalografie
EMG	Elektromyografie
FAC	Functional Ambulation Category
FES	Funkční elektrická stimulace
fMRI	Funkční magnetická rezonance
GRF	Ground reaction force (reakční síla podložky)
ICC	Intraclasification corelation coeficient
m.	musculus
MEP	Motoricky evokovaný potenciál
PET	Pozitronová emisní tomografie
TMS	Transkraniální stimulace
TUG	Timed Up and Go test
RHB	Rehabilitace, rehabilitační
10MWT	10 metres walking test

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Popisná statistika rychlosti při 10metrovém testu chůze před (1. měření) a po (2. měření) rehabilitaci (RHB) a výsledná hladina významnosti (p).....	34
<b>Tabulka 2</b> Popisná statistika času pro provedení Timed Up and Go testu před (1. Měření) a po (2. Měření) rehabilitaci (RHB) a výsledná hladina významnosti (p).....	34
<b>Tabulka 3</b> Popisná statistika parametru 95% confidence ellipse area (CEA) v mm <sup>2</sup> ve stoji na tlakové plošině přístroje Zebris FDM-T před (1. měření) a po (2. měření) RHB a výsledná hladina významnosti.....	35
<b>Tabulka 4</b> Popisná statistika parametru a výsledná hladina (p) COP average velocity v mm/sec ve stoji na tlakové plošině přístroje Zebris FDM-T před (1. Měření) a po (2. Měření) RHB.....	35
<b>Tabulka 5</b> Popisná statistika a výsledná hladina významnosti (p) rychlosti chůze měřené pomocí přístroje Zebris před RHB (1. měření) a po RHB (2. měření).....	35
<b>Tabulka 6</b> Popisné statistiky a výsledná hladina významnosti (p) fází krokového cyklu paretické dolní končetiny DK při chůzi na páse přístroje Zebris FDM-T před (1. Měření) a po (2. Měření) RHB.....	36
<b>Tabulka 7</b> Popisné statistiky a výsledná hladina významnosti (p) fází krokového cyklu vyjádřených rozdílem paretické a neparetické DK při chůzi na páse přístroje Zebris FDM-T před (1. Měření) a po (2. Měření) RHB.....	36
<b>Tabulka 8</b> Popisné statistiky a výsledná hladina p fáze dvojí opory paretické dolní končetiny DK při chůzi na páse přístroje Zebris FDM-T před (1. Měření) a po (2. Měření) RHB.....	37
<b>Tabulka 9</b> Popisná statistika a výsledné hladiny významnosti (p) maximální síly působící na jednotlivé části chodidla paretické DK změřených před (1. měření) a po (2. měření) RHB.....	37
<b>Tabulka 10</b> Popisná statistika a výsledné hladiny významnosti (p) maximální síly působící na jednotlivé části chodidla vyjádřených rozdílem mezi paretickou a neparetickou DK před (1. měření) a po (2. měření) RHB.....	38

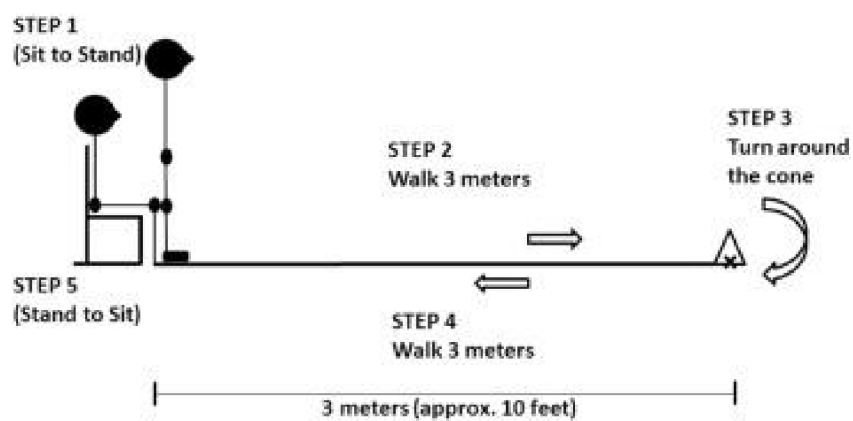


## Seznam příloh

<b>Příloha 1:</b> Schématická ilustrace Timed Up and Go testu.....	74
<b>Příloha 2:</b> Příklad vyšetření parametrů stoje před a po rehabilitaci na přístroji Zebris.....	75
<b>Příloha 3:</b> Příklad analýzy parametrů chůze na přístroji Zebris .....	76
<b>Příloha 4:</b> Graf průměrné rychlosti chůze při 10MWT při 1. a 2. Měření.....	77
<b>Příloha 5:</b> Graf průměrného času TUG testu při 1. a 2. Měření.....	78
<b>Příloha 6:</b> Informovaný souhlas, strana 1.....	79
<b>Příloha 7:</b> Informovaný souhlas, strana 2.....	80

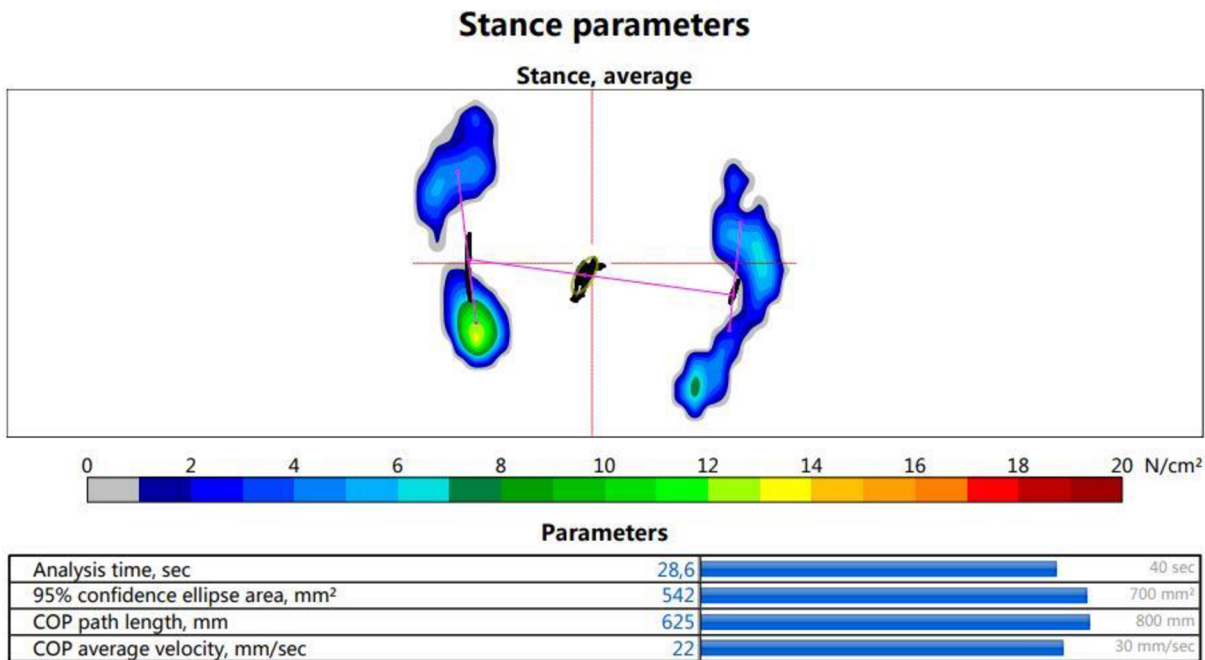
## Přílohy

**Příloha 1:** Schématická ilustrace Timed Up and Go testu (Sebastiao, 2017)

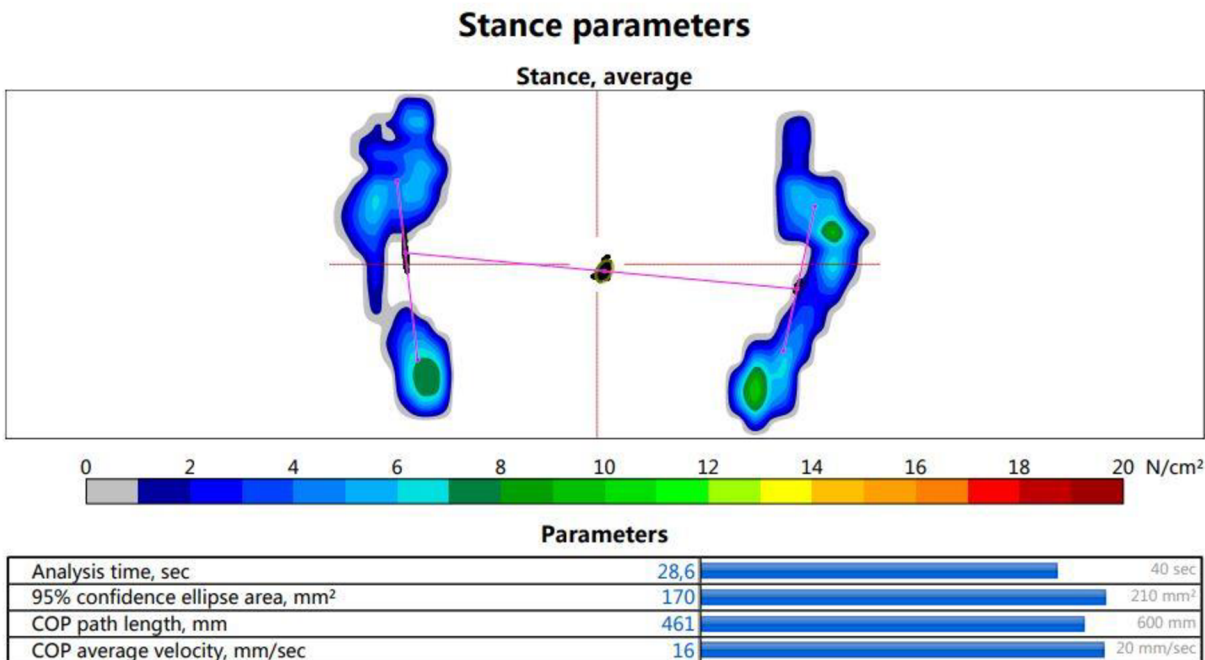


**Příloha 2: Příklad vyšetření parametrů stoje před a po rehabilitaci na přístroji Zebris**

1. měření

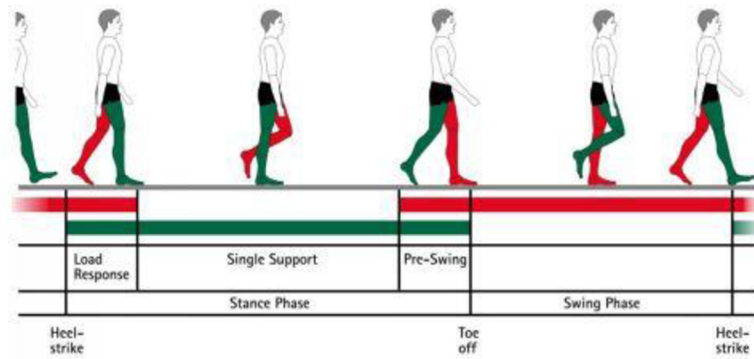


2. měření



**Příloha 3: Příklad analýzy parametrů chůze na přístroji Zebris**

**Gait parameters**



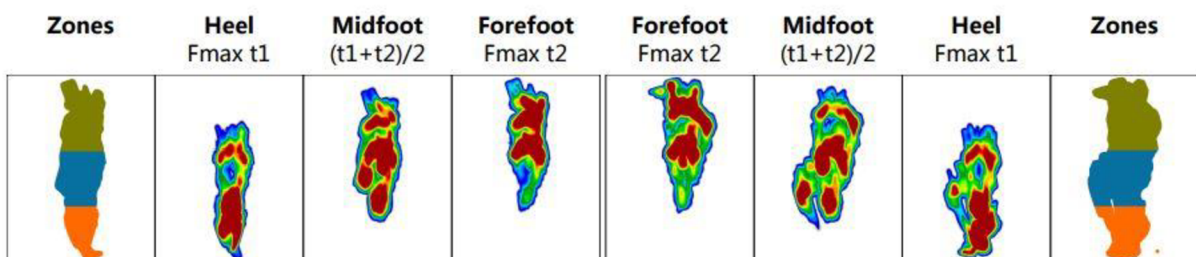
**Phases**

Stance phase, %	L	66,8±11,6		100 %
	R	64,9±9,5		
Load response, %	L	17,0±8,7		
	R	54,4±48,0		
Mid stance, %	L	22,9±11,5		
	R	18,8±14,6		
Pre-Swing, %	L	40,2±49,4		
	R	13,7±10,6		
Swing phase, %	L	33,2±11,6		
	R	35,1±9,5		
Double stance phase, %		62,8±40,4		

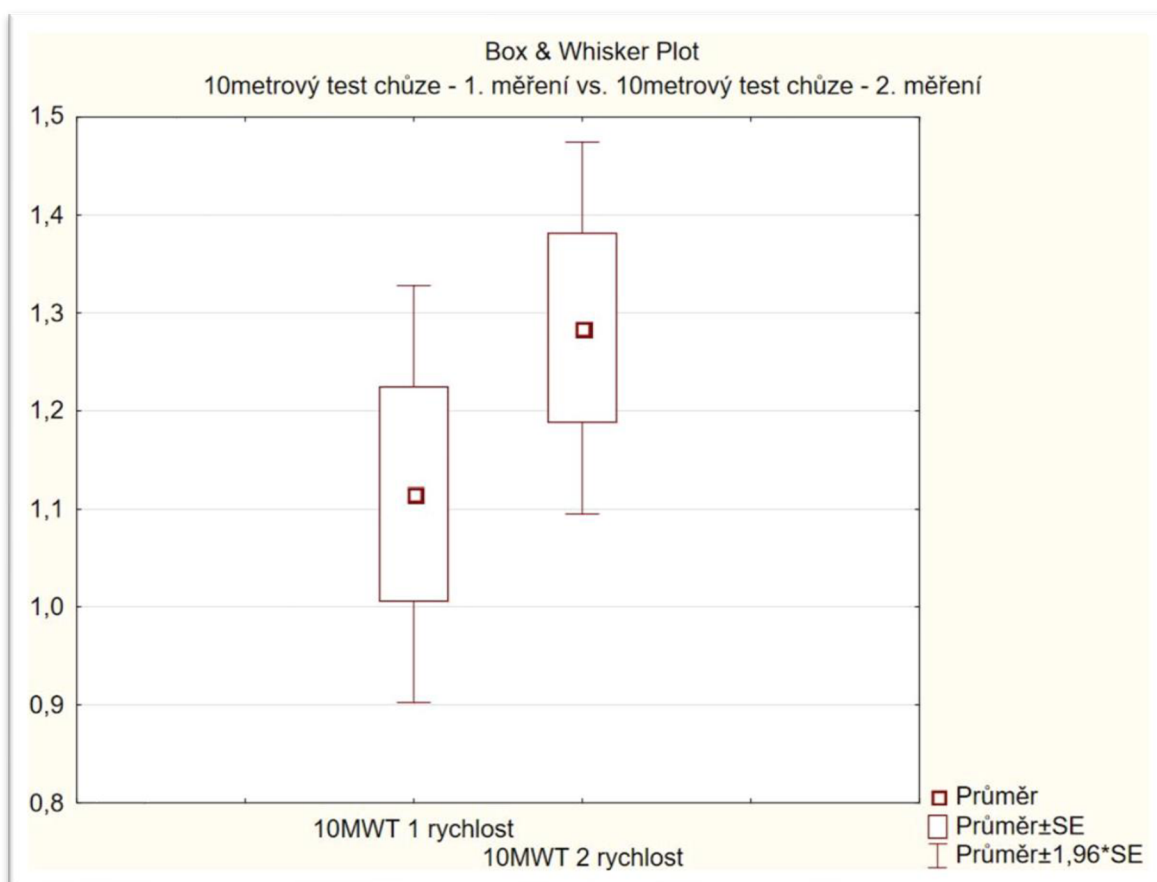
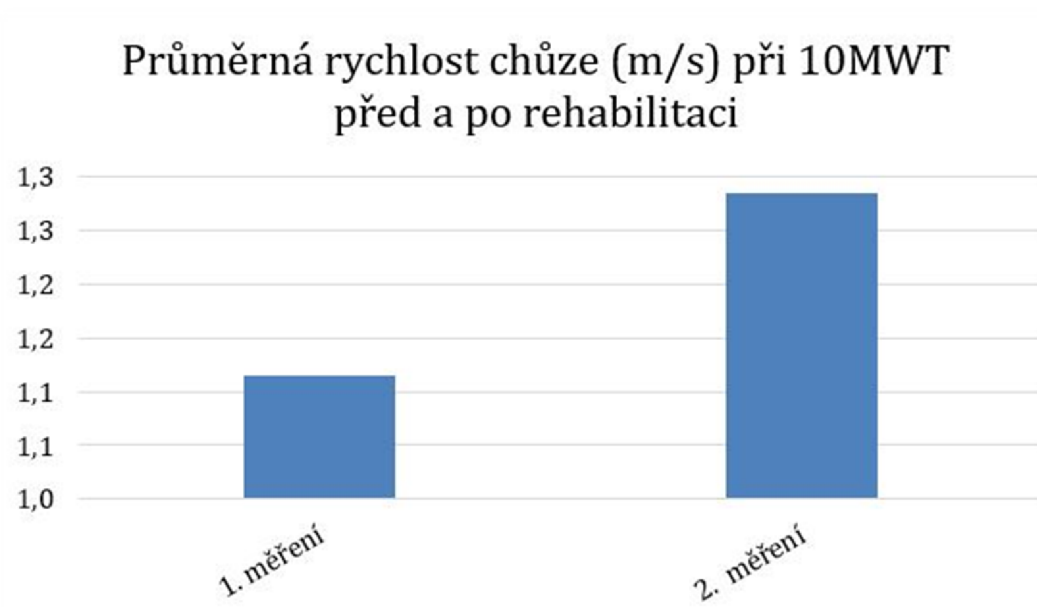
**Maximum force, N**

Forefoot	L	534,2±143,0		1000 N
	R	617,7±112,4		
Midfoot	L	246,8±70,5		
	R	265,2±142,6		
Heel	L	392,7±79,9		
	R	451,1±105,4		

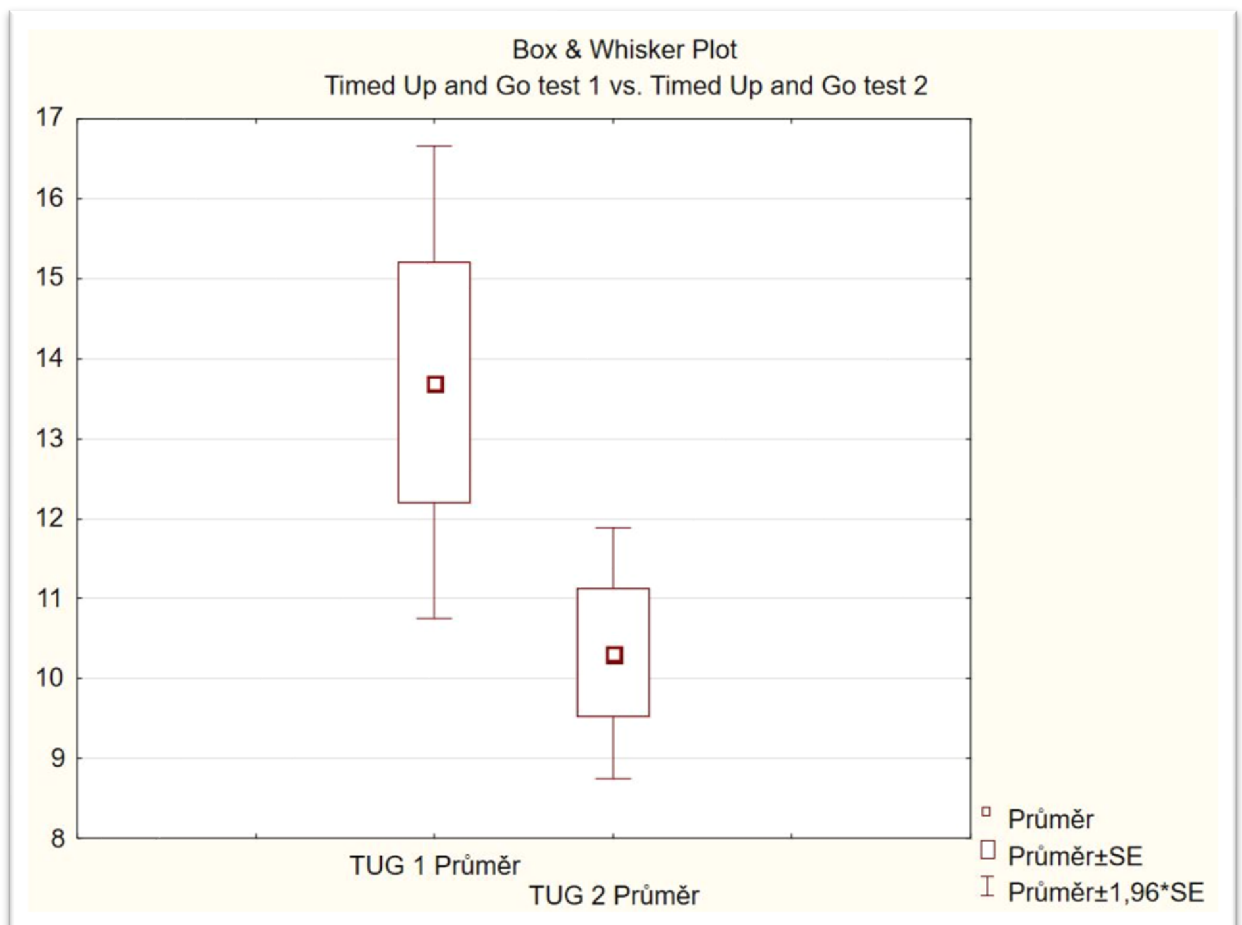
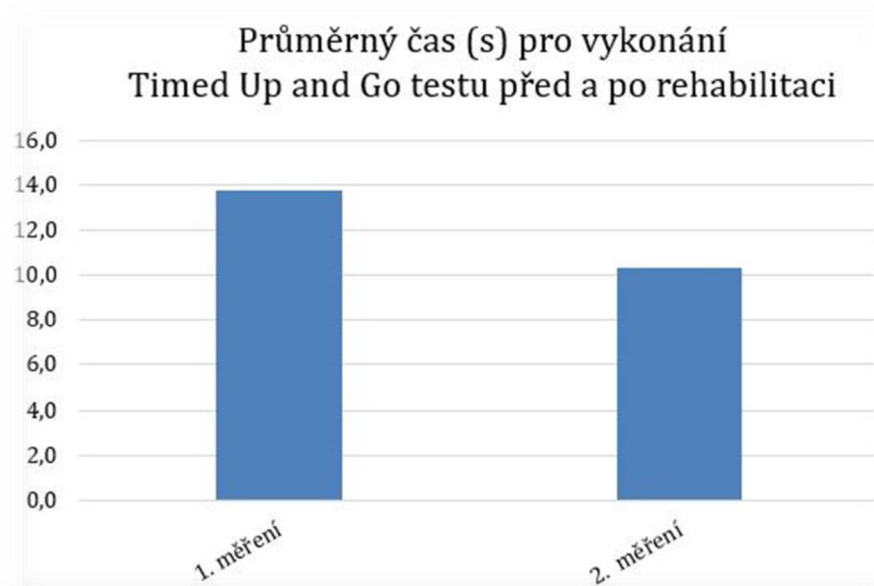
**Three foot zone analysis**



**Příloha 4:** Graf znázornění průměrné rychlosti chůze 10MWT při 1. a 2. měření



**Příloha 5:** Grafické znázornění průměrného času TUG testu při 1. a 2. měření





Fakulta  
zdravotnických věd

Genius loci

#### **Informovaný souhlas**

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce - Klinické hodnocení chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě v subakutním stadiu

Období realizace: 2020-2021

Řešitelé projektu: Bc. Nikola Sklenářová

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnotit efekt rehabilitace na parametry chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě. Chůze bude hodnocena na začátku a na konci terapie pomocí přístroje Zebris. Jedná se o chodící pás, který naměří hodnoty charakterizující chůzi. Testování bude trvat přibližně 15 minut. Z účasti na výzkumu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika: zjistíte, zda jste se při rehabilitačním pobytu zlepšil/a ve svém výkonu. Pokud se nebudete cítit komfortně (strach z pádu, jiné akutní obtíže), testování může být ukončeno. 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. Řešitelka projektu mne informovala o podstatě výzkumu a seznámila mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotinská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
[www.fzv.upol.cz](http://www.fzv.upol.cz)

## Příloha 7: Informovaný souhlas, strana 2

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky 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: \_\_\_\_\_