

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI**

**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD**

**Ústav klinické rehabilitace**

**Bc. Lucie Nováková**

**Analýza chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě**

**Diplomová práce**

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

**Olomouc 2024**

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

Olomouc .....

---

podpis

## **Dedikace**

Tato diplomová práce vznikla za podpory projektů IGA\_FZV\_2023\_002 a IGA\_FZV\_2024\_002.

## **Poděkování**

Velmi ráda bych poděkovala vedoucí práce paní PhDr. Barboře Kolářové, PhD. za odborné vedení a cenné rady při zpracování diplomové práce.

## ANOTACE

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Analýza chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě

**Název práce v AJ:** Gait analysis in patients after stroke

**Datum zadání:** 2023-01-31

**Datum odevzdání:** 2024-05-16

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

**Autor práce:** Bc. Lucie Nováková

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

**Oponent práce:** Mgr. Garajová Anna

### Abstrakt v ČJ:

**Úvod:** Cévní mozková příhoda (CMP) celosvětově představuje hlavní příčinu dlouhodobé invalidity a úmrtí. Mezi nejčastější následky CMP se řadí porucha chůze, která ovlivňuje funkční hybnost a vede k pádům. Pro pacienty je tedy zásadním cílem v terapii obnova co možná nejvíce fyziologické chůze. Analýza chůze představuje důležitý nástroj pro rozklíčování změněných vzorců chůze vzniklých v souvislosti např. v důsledku neurologických či ortopedických onemocnění.

**Cíl:** Identifikovat ve kterých konkrétních parametrech se liší chůze u pacientů v časném subakutním stádiu CMP a chůze zdravých jedinců. Dílčími cíli bylo identifikovat další rozdíly na podkladě klinických vyšetření.

**Metodika:** Studie se zúčastnilo celkem 43 probandů. Experimentální skupinu reprezentovalo 23 pacientů po CMP v časně subakutní fázi onemocnění (věk  $69,57 \pm 7,96$  let, muži : ženy = 1 : 1,3) a kontrolní skupina obsahovala zdravé probandy (věk  $55,7 \pm 5,81$  let, muži : ženy = 1 : 1). Obě skupiny se zúčastnily klinického hodnocení chůze pomocí testů Functional Ambulation Category (FAC), 10 Meter Walk Test (10MWT) v pohodlné rychlosti a v maximální rychlosti (10MWTmax), Timed Up and Go test (TUG) v klasické verzi a s kognitivním úkolem (TUGkog) a Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity (FMA-LE). Chůzový vzor byl hodnocen navíc i pomocí tlakové plošiny zabudované v chodícím páse

Zebris. Všechny testy byly hodnoceny na hladině statistické významnosti  $p = 0,05$ . U dat byla nejprve ověřena jejich normalita pomocí Shapiro-Wilkova testu normality (pro normální rozložení dat  $p > 0,05$ , pro data která nemají normální rozložení  $p < 0,05$ ). Při ověřování hypotéz byly zvoleny testy: parametrický nepárový t-test u dat s normálním rozložením a Mann-Whitney U test pro data, která nemají normální rozložení.

**Výsledky:** Signifikantní rozdíl v rychlosti chůze mezi pacienty po CMP a zdravými probandy ukazují výsledky klinických testů chůze. Jednotlivé testované domény z vyšetření senzomotoriky, kromě oblasti J. bolesti, také vyšly významně. Prokazatelný rozdíl vyšel i při vyšetření subjektivně zvolené rychlosti pomocí tlakové plošiny zabudované v chodícím páse Zebris, a stejně tak i ostatní časoprostorové parametry chůze zkoumané pomocí této plošiny.

**Závěr:** Pohybový deficit se neobjevuje pouze v chůzi jako takové, ale je přítomný i v dalších parametrech chůze, na které je třeba následně konkrétně zaměřit terapii, pro požadované zlepšení celkové chůze. Pacienti po CMP vykazují na rozdíl od zdravých probandů zhoršené časoprostorové parametry chůze. Pacienti si rovněž subjektivně volí pomalejší rychlost, potřebují k chůzi pomůcky a hůře při chůzi zvládají kognitivní úkol. Zhoršené parametry chůze v určitých aspektech souvisejí se signifikantním senzomotorickým deficitem na paretické dolní končetině u pacientů po CMP. Tyto pilotní výsledky poukazují na to, jak je možné specifitěji cílit rehabilitační strategie u pacientů po CMP.

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

**Introduction:** Stroke is the leading cause of long-term disability and death worldwide. The most common consequence of stroke is gait disturbance, which affects functional mobility and leads to falls. Thus, restoring as much physiological walking as possible is an essential goal in therapy for patients. Gait analysis is an important tool for distinguishing altered gait patterns resulting from, for example, neurological or orthopaedic diseases.

**Objective:** Identify in which specific parameters the gait of patients in the early subacute stage of stroke differs from that of healthy subjects. The sub-objective were to identify further differences based on clinical examinations.

**Methods:** A total of 43 probands participated in the study. The experimental group consisted of 23 patients after stroke in the early subacute phase of the disease (age  $69.57 \pm 7.96$  years, male : female = 1 : 1.3) and the control group consisted of healthy probands (age  $55.7 \pm 5.81$  years, male : female = 1 : 1). Both groups participated in a clinical gait assessment using the Functional Ambulation Category (FAC), 10 Meter Walk Test (10MWT) at a comfortable

speed and maximum speed (10MWTmax), Timed Up and Go test (TUG) in the classic version and with a cognitive task (TUGkog), and the Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity (FMA-LE). Additionally, gait pattern was assessed using a pressure platform built into the Zebris walking belt. All tests were evaluated at a statistical significance level of  $p = 0.05$ . The data were first tested for normality using the Shapiro-Wilk normality test ( $p > 0.05$  for normally distributed data,  $p < 0.05$  for non-normally distributed data). For hypothesis testing, the following tests were chosen: parametric unpaired t-test for normally distributed data and Mann-Whitney U test for data that do not have a normal distribution.

**Results:** A significant difference in walking speed between stroke patients and healthy probands is shown by the results of clinical gait tests. The individual domains tested from the sensorimotor examination, except for the J. pain domain, also came out significantly. A demonstrable difference also came out in the examination of subjectively chosen speed using the pressure platform built into the Zebris walking belt, as did the other spatiotemporal gait parameters examined using this platform.

**Conclusion:** The movement deficit is not only present in gait per se, but is also present in other gait parameters that need to be specifically targeted for the desired improvement in overall gait. In contrast to healthy probands, patients after stroke show impaired spatiotemporal gait parameters. Patients also subjectively choose a slower speed, need aids to walk, and have a poorer cognitive task performance during walking. Impaired gait parameters in certain aspects are related to a significant sensorimotor deficit in the paretic lower limb in patients after stroke. These pilot results highlight how rehabilitation strategies can be more specifically targeted in patients after stroke.

**Klíčová slova v ČJ:** cévní mozková příhoda, hemiparetická chůze, časoprostorové parametry chůze, rychlost chůze, biomechanika chůze, pády a posturální stabilita, foot drop, analýza chůze, Functional Ambulation Category, 10 Meter Walk Test, Timed Up and GO test, Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity, Zebris, chodící pás

**Klíčová slova v AJ:** stroke, hemiparetic gait, spatiotemporal gait parameters, gait speed, gait biomechanics, falls and postural stability, foot drop, gait analysis, Functional Ambulation Category, 10 Meter Walk Test, Timed Up and GO test, Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity, Zebris, treadmill

**Rozsah:** 131 stran – 36 příloh

# Obsah

Úvod .....	10
1 Přehled teoretických poznatků.....	12
1.1 Cévní mozková příhoda.....	12
1.2 Chůze u pacientů po CMP .....	13
1.2.1 Časoprostorové parametry chůze.....	14
1.2.2 Specifické biomechanické parametry chůze.....	17
1.2.3 Foot drop.....	20
1.2.4 Spasticita.....	21
1.2.5 Funkční konsekvence zhoršené chůze .....	21
1.3 Analýza chůze.....	26
1.3.1 Functional Ambulation Category (FAC) .....	28
1.3.2 10 Meter Walk Test (10MWT).....	29
1.3.3 Timed Up and GO test (TUG).....	29
1.3.4 Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity (FMA-LE) .....	31
1.3.5 Trunk Control Test (TCT) .....	32
1.3.6 Dominance dolní končetiny.....	32
1.3.7 Zebris.....	33
2 Cíl a hypotézy.....	35
2.1 Cíl práce.....	35
2.2 Výzkumné otázky a hypotézy.....	35
2.2.1 Výzkumná otázka č. 1 .....	35
2.2.2 Výzkumná otázka č. 2 .....	36
2.2.3 Výzkumná otázka č. 3 .....	36
3 Metodika výzkumu .....	37
3.1 Charakteristika výzkumného souboru .....	37
3.2 Průběh výzkumu.....	38

3.3 Použité metody výzkumu .....	38
3.3.1 Klinické testy chůze.....	38
3.3.2 Senzomotorika.....	39
3.3.3 Základní časoprostorové parametry chůze .....	40
3.4 Statistické zpracování dat .....	41
4 Výsledky výzkumu .....	42
4.1 Výsledky výzkumné otázky č. 1 .....	42
4.1.1 Výsledky k hypotéze H <sub>01</sub> – FAC .....	43
4.1.1 Výsledky k hypotéze H <sub>02</sub> – 10MWT .....	44
4.1.2 Výsledky k hypotéze H <sub>03</sub> – TUG .....	46
4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2 .....	47
4.2.1 Výsledky k hypotéze H <sub>04</sub> – FMA-LE .....	49
4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3 .....	50
4.3.1 Výsledky k hypotéze H <sub>05</sub> – subjektivně zvolená rychlost .....	50
4.3.2 Výsledky k hypotéze H <sub>06</sub> – časoprosotorové parametry chůze .....	52
5 Diskuze .....	56
5.1 Diskuze k výzkumné otázce č. 1 .....	57
5.1.1 Diskuze k hypotéze H <sub>01</sub> - FAC .....	58
5.1.2 Diskuze k hypotéze H <sub>02</sub> – 10MWT.....	59
5.1.3 Diskuze k hypotéze H <sub>03</sub> – TUG .....	62
5.2 Diskuze k výzkumné otázce č. 2 .....	67
5.2.1 Diskuze k hypotéze H <sub>04</sub> – FMA-LE.....	68
5.3 Diskuze k výzkumné otázce č. 3 .....	72
5.3.1 Diskuze k hypotéze H <sub>05</sub> – subjektivně zvolená rychlost.....	73
5.3.2 Diskuze k hypotéze H <sub>06</sub> – časoprostorové parametry chůze.....	75
5.4 Přínos pro praxi .....	78
5.5 Limity studie.....	79



Závěr.....	81
Referenční seznam.....	83
Seznam zkratk.....	98
Seznam tabulek.....	99
Seznam obrázků.....	100
Seznam příloh.....	101
Přílohy .....	103

## Úvod

CMP je celosvětově jednou z hlavních příčin funkčního postižení, dlouhodobého neurologického postižení a úmrtnosti (Moftah et al., 2020, s. 1). Zhoršuje motorické a senzorické funkce, a tím ztěžuje řízení posturální kontroly, které vede k posturální nestabilitě a problémům s rovnováhou a chůzí.

Funkční postižení dolních končetin ovlivňuje posturální stabilitu a chůzi, a pokud je porušena posturální stabilita, tak dochází k omezení pohybu, s čímž se pojí i omezení aktivit každodenního života (ADL). V důsledku poruch motorických a senzorických funkcí mají pacienti po CMP potíže s kontrolou držení těla, které se opět odráží i v posturální stabilitě a chůzi (Lee, Choi a Choi, 2020, s. 1-2). Mezi nejčastější následky po CMP se tedy řadí dysfunkce v chůzi, která ovlivňuje funkční hybnost a vede k pádům. Ve společnosti pouze malé množství lidí po CMP dosahuje samostatné a efektivní chůze (Chan et al., 2017, s. 3).

Pro optimálně provedenou chůzi je třeba správného fungování pohybového a centrálního nervového systému, což zahrnuje schopnost provádět složité pohybové vzorce a rychle zpracovávat smyslové podněty (Wagner et al., 2023, s. 1). Každý krokový cyklus se dělí na stojnou a švihovou fázi. Prvních 60 % náleží stojné fázi a zbytek cyklu představuje fáze švihová, tedy 40 %. Celý krokový cyklus je definovaný jako krok či dvojkrok (stride). Švihová fáze představuje dobu od odrazu špičky jedné končetiny po dopad paty stejné končetiny. Doba kroku či dvojkroku (time stride) uvádí dobu, která uplyne mezi prvním kontaktem dvou po sobě jdoucích kroků stejné končetiny. Rychlost chůze je definovaná jako čas potřebný k chůzi po plošině (Moftah et al., 2020, s. 3).

Pacienti po CMP si subjektivně volí menší rychlost chůze oproti zdravým probandům. Pro efektivní pohyb ve společnosti je zapotřebí rychlost 0,80 m/s, např. pro včasné přejití ulice. Se snižující se rychlostí chůze klesá i délka kroku a kadence (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 341). Časová asymetrie u hemiparetické chůze je běžně kvantitativně popisována jako prodloužená doba paretického švihu a/nebo prodloužená doba neparetického stoje ve srovnání s kontralaterální končetinou. Asymetrie v délce kroku jsou méně konzistentní. (Balaban a Tok, 2014, s. 636)

I přes značné úsilí prevence mrtvice a snahu o snížení jejího dopadu včasnou intervencí přežívá nespočet lidí s přetrvávajícími chronickými deficity, které se neobejdou bez rehabilitace. Pro správně zvolenou terapii pacientů po CMP je třeba provést objektivní posouzení funkčního stavu pacienta, např. Fugl-Meyer Assessment (FMA) apod. (Seo et al., 2020, s. 2)

Analýza chůze představuje spolehlivý nástroj pro kvantitativní hodnocení poruch chůze, který zprostředkovává funkční diagnostiku, plánování léčby a sledování zlepšení. Během klinické analýzy chůze se zaznamenávají a interpretují výsledky biomechanického měření chůze s cílem usnadnit rozhodování dalšího průběhu terapie v případě dysfunkcí chůze (Baker et al., 2016. s. 560).

Hlavním cílem této diplomové práce bylo srovnat chůzi u pacientů po CMP a u zdravých probandů. Dílčími cíli bylo srovnat časoprostorové parametry chůze v klinických testech chůze a za použití tlakové plošiny zabudované v chodícím páse Zebris. Dále zhodnotit, které hodnocené parametry nejvíce reflektují zhoršenou chůzi u pacientů v časném subakutním stádiu po CMP.

Pro vyhledávání relevantních studií ke splnění cílů práce byly využity online databáze PubMed, Google Scholar, Science Direct a SpringerLink s využitím následujících klíčových slov: cévní mozková příhoda, hemiparetická chůze, časoprostorové parametry chůze, rychlost chůze, biomechanika chůze, pády a posturální stabilita, foot drop, analýza chůze, 10 Meter Walk Test, Timed Up and GO test, Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity, Zebris, chodící pás (respektive jejich anglických ekvivalentů: stroke, hemiparetic gait, spatiotemporal gait parameters, gait speed, gait biomechanics, falls and balance, foot drop, gait analysis, 10 Meter Walk Test, Timed Up and GO test, Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity, Zebris, treadmill). Články byly vyhledávané v časovém rozmezí publikování 1991-2024. Pro tvorbu práce bylo celkově v databázích na základě klíčových slov nalezeno a použito 107 zdrojů v plnotextové podobě, z toho 103 článků v anglickém jazyce v elektronické podobě, 3 knihy v českém jazyce a 1 kniha v anglickém jazyce.

# 1 Přehled teoretických poznatků

## 1.1 Cévní mozková příhoda

Akutní CMP představuje náhlý neurologický deficit cévního původu trvající déle než 24 hodin (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 340). Celosvětově je CMP jedním z nejčastěji se vyskytujících smrtelných onemocnění. Jedná se o onemocnění mozkových cév, kdy dochází ke kolapsu zásobování mozkových buněk kyslíkem, které vede k jejich odumření. Základním rozdělením je ischemická a hemoragická CMP (Athanasiadis et al, 2020, s. 1).

CMP představuje častý zdravotní problém, který poškozuje centrální nervové dráhy a vede k poruchám sensorických a motorických funkcí a centrálního zpracování (Lee et al., 2020b, s. 1). Vyjma toho způsobuje další poškození sociálních, psychických a kognitivních funkcí, které je dáno závažností a typem prodělané mrtvice (Moftah et al., 2020, s. 1). Po CMP zůstávají u pacientů často funkční deficity i přes intenzivní rehabilitaci, čímž CMP celosvětově zaujímá přední příčky v četnosti vzniku invalidity u dospělých (Lee et al., 2020b, s. 1).

Podle zprávy Světové zdravotnické organizace (WHO) utrpí každý rok na celém světě mrtvici přibližně 15 milionů lidí. Z toho pět milionů osob zemře a dalších pět milionů je trvale postiženo (Moftah et al., 2020, s. 1). Dle epidemiologických šetření se ukazuje, že pacienti, kteří CMP přežili, podléhají zvýšenému riziku recidivy, přičemž pětileté riziko se odhaduje na 18 % a desetileté na 44 %. Většina pacientů po CMP trpí určitým stupněm motorické dysfunkce, která ovlivňuje ADL, sociální zapojení a kvalitu života (Sheng et al, 2019, s. 1).

CMP lze rozdělit do několika stádií. Akutní stádium trvá od vzniku příhody do jednoho týdne, subakutní stádium od prvního týdne až do čtvrtého měsíce a chronické stádium začíná po čtvrtém měsíci. Typické v každém stádiu je svalová slabost postihující nejčastěji jednu polovinu těla, která může vést k některým abnormalitám v držení těla, napínacích reflexech a ztrátě volných pohybů (Moftah et al, 2020, s. 2). Ribeiro et al. (2021, s. 1) rozlišují subakutní stádium ještě na časné subakutní (7 dní až 3 měsíce), které je kritické pro neuroplasticitu, a pozdní subakutní - od 3. měsíce až do 6. měsíce, po kterém teprve následuje chronické stádium, ve kterém se zotavování postupně snižuje. Navzdory tomu je možné pozorovat změny i několik let po mrtvici, i přesto však k nejvýraznějším změnám dochází v prvních týdnech až měsících.

## 1.2 Chůze u pacientů po CMP

Stoj a pohyb dolních končetin představuje komplexní procesy, které jsou řízeny mozkovými centry na vyšší úrovni, přičemž programování pohybového systému se děje na úrovni mozkové kůry společně s bazálními ganglii a mozečkem (Yoo a Lim, 2022, s. 1). Mozkový kmen a mozečkové struktury, které se účastní na automatickém procesu řízení chůze, bývají při více jak 90 % celkových mozkových příhod intaktní (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 339).

Porucha motoriky po CMP se projevuje narušenou svalovou silou a tonem a špatnou motorickou koordinací, což ve výsledku zhoršuje celkovou hybnost. Spontánní neurologické zotavení motorických funkcí po CMP se po postupném zlepšování v prvních 3-6 měsících zastavuje. I přes to však po tomto aktivním stádiu neuroplasticity zůstává u pacientů hlavním cílem schopnost pohybu a obnova motorických funkcí (Yoo a Lim, 2022, s. 1).

K obnovení chůze by mělo dojít během prvních 11 týdnů po příhodě, po této době je obnova chůze už jen pouze u 5 % pacientů. Pokud dojde po CMP k jen lehké paréze, doba zotavení je rychlejší. Samostatně chodících pacientů je zhruba 64 %, 14 % je závislých na pomoci a 22 % není schopno ani po ukončené rehabilitaci chodit (Moftah et al., 2020, s. 2).

Schopnost znovu chodit je tedy pro většinu pacientů po CMP primárním cílem. Nejsilnějším předpokladem možnosti chůze je kombinace vytrvalosti, posturální stability a motorických funkcí, důležitou roli ale hrají také další faktory, jako jsou sebeúčinnost a psychosociální faktory.

Chůze ať už doma nebo v jakémkoliv jiném prostředí je pro pacienty po CMP smysluplnou aktivitou. Představuje komplexní chování, které obsahuje individuální, enviromentální a kontextové faktory (Fulk et al., 2017, s. 406-410).

Více než 60 % pacientů má po CMP problémy s chůzí, které se pojí se zvýšeným rizikem pádu, omezenou účastí na společenských aktivitách a celkově tak sníženou kvalitou života (Lin et al., 2010, s. 2021). Nejčastěji dokumentovaným omezením je dysfunkce chůze s poruchou dorziflexe hlezna, snížené rychlosti chůze a zvýšeného rizika pádu v důsledku foot drop (Sheng et al., 2019, s. 1).

Jedno z nejčastějších postižení po CMP je hemiparéza, která představuje závažné motorické postižení, které postihuje 65 % zasažených mozkovou příhodou a přispívá ke snížení výkonnosti chůze (Lexell et al., 2005, s. 75; Wist, Clivaz a Sattelmayer, 2016, s. 114). Je způsobena narušením sestupných nervových drah, bez přímého postižení pohybového aparátu nebo míšního okruhu (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 340). Jako jeden z hlavních faktorů převažuje svalová slabost, která zpomaluje obnovu normálních fyziologických schopností.

Objevuje se v několika formách, nejčastěji jako paréza na kontralaterální polovině těla vůči mozkové lézi. Definicí parézy je změna ve schopnosti vytvářet normální úroveň svalové síly, což má za následek abnormální držení těla i napínavé reflexy a ztrátu volných pohybů. Svalová slabost může vést k výraznému snížení fyzické aktivity a až k imobilizaci (Wist, Clivaz a Sattelmayer, 2016, s. 114-115). Hemiparetická chůze se vyznačuje asymetrií se špatnou selektivní motorickou kontrolou, opožděnými a narušenými rovnovážnými reakcemi, sníženým zatížením paretické končetiny, synergemi na paretické straně, které následně vyvolávají kompenzační strategie zdravé strany (Balaban a Tok, 2014, s. 636).

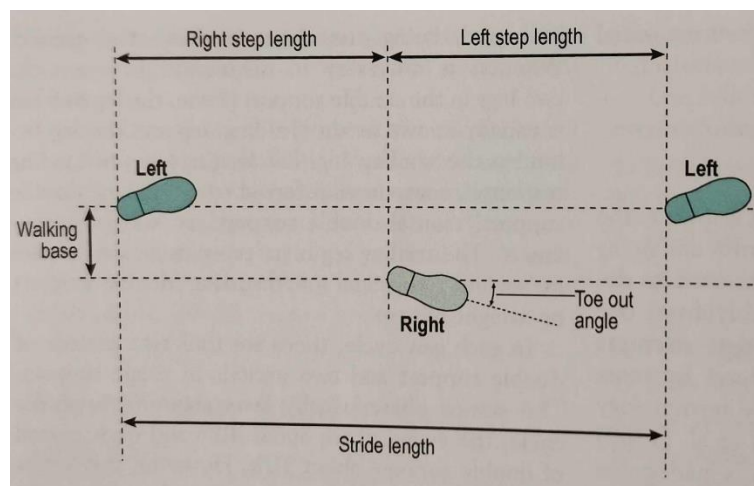
Odchytky v chůzi můžeme rozdělit do dvou kategorií:

- a) primární odchytky – jsou způsobeny přímou patologií a jsou přítomny už při začátku (př. počáteční paréza),
- b) sekundární odchytky, které se dále dělí na pasivní a aktivní – *pasivní* následují jako fyzický důsledek primární odchytky (př. pokračující paréza), a *aktivní*, které představují kompenzační mechanismy (kompenzují předešlé kategorie – př. cirkumdukce kompenzuje nedostatečný švih paretické končetiny).

V terapii je následně důležité tyto dvě kategorie rozlišovat, neboť primární odchytky jsou spojeny s počáteční poruchou sestupných nervových drah, narozdíl od sekundárních, které představují nervové adaptační procesy. Tyto adaptivní procesy lze dále rozdělit na *automatické* a *kognitivní*, přičemž v obou případech se na nich podílí mozeček, který je ve většině případech intaktní. Tyto procesy využívají buď již naučené, nebo nové kompenzace, jako je např. cirkumdukce. Asymetrický vzor chůze může být dán i větším zapojením nepostižené strany těla v důsledku adaptace na počáteční a pokračující parézu postižené strany a děje se na základě zajištění podpory, posturální stability a postupu těla vpřed. V akutním stádiu tedy dochází k časné aktivaci kontralaterální kůry s postupným návratem k normální ipsilaterální aktivaci v subakutním a chronickém stádiu (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 340).

### 1.2.1 Časoprostorové parametry chůze

Lidská chůze může být kvantifikována pomocí časových (závislých na čase) a prostorových (závislých na vzdálenosti) parametrů, např. délka kroku (step length) vyznačuje lineární vzdálenost mezi po sobě jdoucími body kontaktu pravé a levé nohy se zemí, na rozdíl od délky dvojkroku (stride length), která představuje lineární vzdálenost mezi 2 po sobě jdoucími body kontaktu téže nohy se zemí (viz Obrázek 1, s. 15). Pro popis asymetrie se z časových parametrů nejčastěji využívá doba švihu a stoje či jejich poměr, a pro prostorové je nejčastěji využívána délka kroku (Balaban a Tok, 2014, s. 636).



**Obrázek 1** Stride vs step length (Levine, Richards a Whittle, 2012, s. 34)

Hemiparetická chůze se ve srovnání se zdravými probandy vyznačuje specifickými časoprostorovými vzory, mezi které patří typicky snížená kadence, prodloužení trvání švihové fáze paretické končetiny, prodloužení trvání stojné fáze neparetické končetiny a asymetrie délky kroku (Wang et al., 2020, s. 69). Mezi další rozdílné parametry se uvádí celkový čas v testu TUG (s), celkový čas chůze (s), rychlost chůze (m/s), směrodatná odchylka času jednooporné fáze (s, %), průměrný čas dvojité opory (s, %), rozdíl v trvání švihu i stoje mezi zdravou a paretickou stranou (s, %) a snížená levoprávní prostorová i časová orientace (Seo et al., 2020, s. 5; Wist, Clivaz a Sattelmayer, 2016, s. 114). Změny v časoprostorových parametrech chůze mohou být ovlivněny jednak rychlostí chůze, která je u zdravých probandů vyšší, neboť ve většině případech, jako je např. délka kroku a švihu, lze asymetrie pozorovat převážně jen při nižší rychlosti, ale i věkem a výškou probandů (Wang et al., 2020, s. 72).

Značný rozdíl u pacientů po CMP je mezi paretickou a zdravou stranou, a přesto je však u nich oproti zdravým probandům zřejmá delší doba trvání stoje na obou dolních končetinách. Narozdíl od toho, švihová fáze na zdravé dolní končetině u pacientů po CMP je kratší než u zdravých probandů. Švihová fáze na paretické končetině je samozřejmě ve srovnání se zdravou delší. Rozdíl je dán především tím, že paretická (hemiplegická) strana se pohybuje pomaleji a stojná končetina nemá dostatečnou sílu k udržení těla během stoje (Seo et al., 2020, s. 6-7). Při nízké rychlosti chůze, která může odrážet kompenzační reakce, je u těchto pacientů možné, že kompenzační zkrácení paretického stoje může být způsobené právě nestabilitou paretické končetiny, která není schopná ustát posturální stabilitu a kompenzační prodloužení švihové fáze může být vysvětleno ztuhlostí nohy v důsledku poškození paretické končetiny. Variabilita doby stoje je tedy dána horší svalovou silou, posturální stabilitou a rychlostí zpracování. U experimentální skupiny je také pozorována delší fáze dvojité opory oproti skupině kontrolní

(Wang et al., 2020, s. 74). Zdraví probandi by na rozdíl od pacientů po CMP neměli mezi levou a pravou dolní končetinou vykazovat téměř žádné rozdíly (Seo et al., 2020, s. 7).

Dle uvedených studií lze vyvodit, že délka kroku (stride and step length) na paretické i neparetické končetině a kadence jsou rozdílné opět převážně v nižší rychlosti chůze (0,5-2,4 km/h), kdy je délka kroku významně delší a kadence signifikantně nižší u pacientů po CMP (Wang et al., 2020, s. 71-72). Jsou však i případy, kdy někteří pacienti vykazují i rychlejší kadenci než zdraví probandi (Seo et al., 2020, s. 6). Na základě doložených studií může být prodloužená délka kroku také ovlivněna použitím madel během vyšetření. Asymetrie délky kroku může být způsobena nedostatečnou schopností vytvářet propulzní sílu, porušenou posturální stabilitou a nedostačující kapacitou švihů či kompenzačními strategiemi. Větší variabilita délky kroku je opět způsobena horší silou a rychlostí zpracování (Wang et al., 2020, s. 73).

### ➤ **Rychlost chůze**

Na základě studií bylo zjištěno, že rychlost chůze, která je dána především silou flexorů kyčle a extenzorů kolene, a která může být ovlivněna spasticitou plantárních flexorů hlezna paretické končetiny, má střední až silnou souvislost s výkonností paretických svalů dolních končetin. Rychlost chůze také velmi souvisí s energetickým výdejem a energetickými nároky chůze, kdy oproti zdravým probandům musí pacienti po CMP na chůzi vynaložit až dvojnásobné energetické náklady a na základě ní lze vyhodnotit propuštění z lůžkové rehabilitace (Wist, Clivaz a Sattelmayer, 2016, s. 114-115; Fulk a Echternach, 2008, s. 8-9). Fyzioterapeuti při rehabilitaci s těmito pacienty využívají různé intervence pro zlepšení chůze, a právě rychlost chůze mohou na konci rehabilitační péče používat jako výsledné měřítko pro hodnocení schopnosti chůze. Na základě studií lze s 95 % jistotou říct, že pokud se chůze pacienta zvýší o 0,25 m/s, tak po fyzioterapeutické intervenci došlo ke skutečné změně ve schopnostech chůze (Fulk a Echternach, 2008, s. 8-9).

Samostatně zvolená rychlost chůze je zásadním měřítkem zotavení po CMP. Je jednoduchá na změření, zobrazuje funkční i fyziologické změny, při postupném zlepšování zdravotního stavu je její měření spolehlivé a citlivé na změny a je tak důvěryhodným ukazatelem při zotavování. Samostatně zvolená rychlost chůze se také pojí s určením potenciálu pro rehabilitaci, předpovědi pádů a strachu z nich, a stejně tak i s funkčním zdravím u stárnoucí populace (Bowden et al., 2008, s. 1-2). Průměrná samostatně zvolená rychlost se u zdravých probandů pohybuje v rozmezí 0,23-0,73 m/s a pacienti po CMP si oproti nim volí rychlost nižší (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 341).



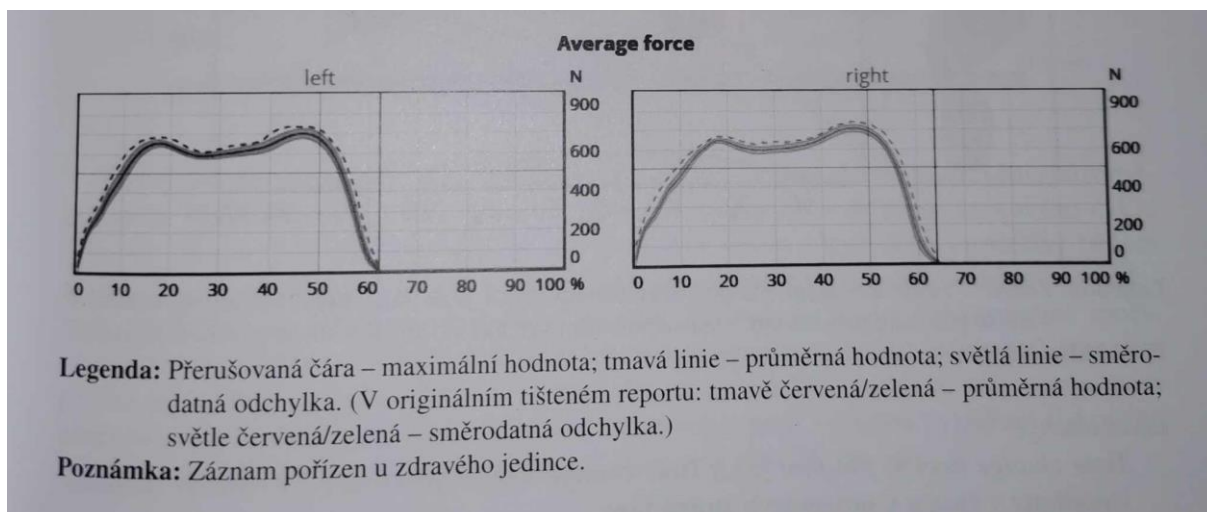
Rychlost chůze slouží také jako predikce stavu chůze v rámci společnosti. Při rychlosti do 0,4 m/s jsou pacienti schopni chůze v okruhu domácnosti, 0,4-0,8 m/s značí omezenou chůzi v rámci společnosti a nad 0,8 m/s jsou pacienti schopni neomezené chůze (Bowden et al., 2008, s. 2; Perry et al., 1995, s. 985-986). U osob s neurologickým postižením se tak rychlost chůze stala metodou stratifikace a měřítkem výsledků v klinických studiích. Při zlepšení stavu pacientů po CMP, a s tím i spojeným postupem z jedné rychlostní kategorie do druhé, dochází také podle vlastního hodnocení ke zlepšení funkcí a kvality života, což má klinický význam (Bowden et al., 2008, s. 2).

Na základě studií je rychlost chůze u pacientů po CMP oproti zdravým probandům snížena až o 50 % a více. Při terapii je důležité zaměřit se na sílu flexorů kyčlí, neboť je to zásadní pro snížení kompenzačních mechanismů jako je např. cirkumdukce, což následně zlepšuje rychlost chůze (Moftah et al., 2020, s. 6).

### **1.2.2 Specifické biomechanické parametry chůze**

Pod postiženou končetinou dochází k výraznému snížení vertikální složky síly reakce na zem s jednovrcholovým průběhem a předozadní složka vykazuje vyšší brzdný než propulzivní impulz, který je silně pozitivně spojen s aktivitou plantiflexorů a negativně se pojí s aktivitou flexorů nohy (m. tibialis anterior a m. rectus femoris). Noha se země většinou dotýká naplocho nebo předonožím s předním posunem centra tlaku při počátečním kontaktu a zkrácením jeho podélného průběhu. Plantiflexory, které jsou aktivní od počátečního kontaktu tedy přispívají většímu tření o zem a vyšší negativní práci kotníku a částečně se i podílí na zpomalení posunu trupu vpřed. Vyšší stupeň neurologického deficitu se pojí s větší pravděpodobností posunu středu trajektorie tlaku směrem k přední části nohy při počátečním kontaktu (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s.342).

Kinematika kloubů se zabývá proměnnými, které popisují prostorový pohyb mezi segmenty (např. úhlový pohyb kloubu měřený ve stupních). Kinetika je přímým důsledkem momentů sil, které jsou generovány v kloubech. Jejich měření se neprovádí přímo, ale počítá se pomocí inverzní dynamiky s využitím silové platformy. Ve vzorech zkoumaných z pohledu kinetiky se objevují asymetrie v postižených, ale i zdravých končetinách. Kinetická analýza obsahuje 3 proměnné: sílu, moment a výkon. Vertikální složka reakční síly by měla vykazovat 2 vrcholy: jeden při přenosu váhy a druhý při odrazu, část mezi nimi představuje střední stoj (viz Obrázek 2, s. 18). Pacienti po CMP mohou vykazovat poměrně konstantní vertikální sílu se třemi nepravidelnými vrcholy a poklesy na postižené končetině a značně vyšší vertikální sílu ve dvou základních vrcholech zdravé končetiny.



**Obrázek 2** Grafické vyobrazení vertikální složky reakční síly (Kolářová et al., 2019, s. 47)

Během chůze by moment síly kolene měl vykazovat negativní flekční moment na začátku chůze, který je následován pozitivním extenzorovým momentem po zbytek chůze. U pacientů po CMP se po celý cyklus chůze objevuje pozitivní extenzorový moment kolene. Celkově je amplituda těchto momentů sil oproti zdravým probandům snížena (na paretické končetině ještě o to více) (Balaban a Tok, 2014, s. 639).

### ➤ Kyčelní kloub

Při normální pomalé chůzi se kyčelní kloub extenduje z přibližně 15° flexe při došlapu na patu do 10° extenze během stojné fáze. Extenze v kyčli je důležitá pro posun těla vpřed a nad došlap, což spěje k normální délce kontralaterálního kroku. U osob po CMP však snížená extenze v kyčli představuje častý kinematický problém. Omezená extenze při stojné fázi může být způsobena adaptivním omezením extenzorů či nadměrnou aktivitou flexorů kyčle. Extenzi také snižuje nadměrná aktivace plantárních flexorů hlezna, či jejich zkrácení nebo nedostatečná excentrická kontrakce, která omezí dorzální flexi hlezna, která právě zajišťuje správný kontakt končetiny se zemí, a to následně omezuje extenzi kyčle a posun těla vpřed. Při počátečním kontaktu může být i nedostatečná flexe kyčle, která je způsobená omezenou aktivitou těchto flexorů či nadměrnou aktivitou extenzorů (Balaban a Tok, 2014, s. 637).

V sagitální rovině je generovaná síla kyčelního kloubu postižené nohy silně korelována s rychlostí chůze a jak již bylo zmíněno, kompenzuje slabost plantárních flexorů. Během stoje vytvářejí extenzory kyčle dopředný pohyb a flexory kyčle zajišťují přitažení nohy během švihové fáze. Ve frontální rovině je pro zajištění stability chůze potřebný moment abduktorů kyčle na obou stranách ve stojné fázi. Ve švihové fázi postižené dolní končetiny se abduktory kyčelního kloubu nepostižené dolní končetiny spoluúčastí na zvednutí kyčle, protože hemiparetická část pánve je elevovaná a abduktory kyčle postižené strany přispívají

k cirkumdukci postižené končetiny. Cirkumdukce postižené dolní končetiny je tedy zahájena abdukcí kyčlí a končí nejčastěji dopadem na předonoží s hyperextendovaným kolenem (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 343).

Do švihové fáze jde kyčelní kloub zhruba z 9° extenze do 20° flexe ve středním stoji. Flexe v kyčli je třeba pro posun švihové končetiny vpřed a normální délky kroku, u pacientů po CMP je však snížena. Porucha může být způsobena neschopností vhodně aktivovat flexory kyčle či nadměrnou aktivitou extenzorů kyčle (Balaban a Tok, 2014, s. 639).

### ➤ **Kolenní kloub**

U osob po CMP se porucha kolene během stoje může objevovat ve třech různých typech: (1) zvýšená flexe, (2) snížená flexe během počátečního stoje, na kterou následuje hyperextenze v pozdní stojné fázi a opožděný přechod do flexe v předšvihové fázi, (3) nadměrná hyperextenze.

Hyperextenze může být způsobena předčasnou aktivitou lýtkových svalů, kterými je končetina tažena dozadu a nutí tak koleno do hyperextenze, nebo může jít o kompenzační strategii pro zajištění stability při přenosu váhy, kdy hamstringy stabilizují koleno. Počáteční kontakt bývá ve většině případech na ploché chodidlo, což urychluje plantární flexi a posun těla vpřed a prodlužuje kontralaterální krok. Došlap na ploché chodidlo je způsobený nadměrnou aktivitou či zkrácením plantárních flexorů, které následně nemají ani dostatečnou sílu (Balaban a Tok, 2014, s. 638-639).

Hyperextenze kolene se často objevuje právě při velmi pomalé chůzi spojené s počátečním kontaktem na předonoží či plošně na celou nohu, dále zvýšenou plantární flexí v hleznu a následnou nízkou maximální flexí v koleni během švihové fáze. V tomto případě přední poloha vektoru síly reakce na zem tlačí a udržuje koleno v rekurvaci, což následně drží kotník v plantární flexi, čímž je tedy tento vzorec dán převážně slabostí plantárních flexorů hlezna. Omezená flexe kolene je spojována se slabostí plantárních flexorů hlezna a extenzorů kyčle a zároveň jí brání extenzory kolene (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 343).

Ve švihové fázi dochází v první třetině k maximálnímu úhlu flexe v koleni (přibližně 65°) a před počátečním kontaktem flexe představuje 4°. Snížená flexe kolene během švihové fáze se v chůzi projeví jistou ztuhlostí celé chůze a může být dána nedostatečným odrazem, nadměrnou aktivitou m. rectus femoris, či nedostatečnou silou flexorů kolene. Dále se na tom podílí i nedostatečná flexe v kyčli a nadměrná aktivita plantárních flexorů ve předšvihové fázi. Další problém představuje snížená extenze kolene před dopadem paty, kdy je opět problém ve flexorech kolene nebo je nedostatečná síla extenzorů kolene a následně způsobuje

nedostatečné zrychlení stehna či nohy při střední a pozdní švihové fázi (Balaban a Tok, 2014, s. 639).

### ➤ **Hlezenní kloub**

Při slabosti plantiflexorů hlezna používají pacienti po CMP pro iniciaci švihu flexory kyčle postižené končetiny nebo se více spoléhají na zdravou končetinu, na které využijí vyšší moment plantiflexorů hlezna a extenzorů kolene k posunu těla vpřed (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 343).

Ve švihové fázi představuje problémovou oblast nedostatečná dorzální flexe hlezna, která by ve středu švihu měla mít neutrální polohu a udržovat ji až do počátečního kontaktu. Neutrální postavení hlezna v této fázi zabraňuje dotyku prstů se zemí. Tuto skutečnost způsobuje převážně zkrácení plantárních flexorů, jejich nadměrná aktivita a neschopnost vytvořit dostatečný moment dorzálních flexorů (Balaban a Tok, 2014, s. 639).

### **1.2.3 Foot drop**

U pacientů po CMP je typický cirkumdukční pohyb dolní končetiny během chůze, který je dán hemiparézou a poklesem chodidla a brání tak normálnímu režimu mobility a ovlivňuje obnovu motorických funkcí dolních končetin. Pokles chodidla po CMP je způsoben především poškozením centrálního nervového systému. S incidencí 20-30 % má vliv na efektivitu chůze, neboť se hlezenní klouby nemohou dostatečně dorziflexovat. Hlezenní kloub představuje centrum nastavení držení těla a stability při chůzi a jeho dorziflexe je při chůzi nezbytná, neboť abnormální poloha hlezna následně ovlivňuje úhel flexe kyčle i kolene, a to způsobuje asymetrii délky kroku a snížení tempa (Peishun et al., 2021, s. 1-2).

Kontrola kotníku při chůzi je snížena především slabostí m. tibialis anterior, spasticitou mm. gastrocnemii a asymetrií ligamentum talofibulare anterius, které mají za následek oscilující a omezenou dorzální flexi hlezna, snížené zatížení dolních končetin na postižené straně, zkrácení opěrné fáze a posun těžiště ke zdravé straně. Dále dochází k prodloužení švihové fáze, snižuje se rychlost chůze a zkracuje se délka kroku (Sheng et al., 2019, s. 3).

Další potíže může vyvolat dorzální posun talu vzhledem k tibii při dorzální flexi hlezna, které pokud je nedostatečné, tak významně omezuje dorzální flexi hlezna, což následně mění nastavení chodidla a vede k abnormálnímu pohybu v hleznu a zvyšuje se tak u něj riziko poranění. Dorzální flexi hlezna může zvýšit například taping při použití v dolním zadním směru pro zadní sklouznutí talu, což následně zlepší statickou posturální stabilitu (Lee, Choi a Choi, 2020, s. 2-8; Sheng et al., 2019, s. 3).

#### **1.2.4 Spasticita**

Spasticitu charakterizuje zvýšený odpor v závislosti na rychlosti při pasivním protažení, který vzniká na základě hyperexcitability strečového reflexu. Definicí může být i porucha senzorio-motorické kontroly v důsledku léze horního motoneuronu, která se projevuje přerušovanou nebo trvalou mimovolní aktivací svalů. Dle jiných zdrojů může být spasticita vedena i jako každý pozitivní, aktivní příznak syndromu horního motoneuronu. Pacienti se spasticitou mohou být postiženi směsí kontrakcí měkkých tkání, svalové hyperaktivity a parézy a imobilizace postižených končetin může rychle přispět ke svalové atrofii a kontraktuře ve spojení se zvýšením poměru kolagenu ke svalovým vláknům (Athanasiadis et al., 2020, s. 1; Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 340).

Spasticita se řadí mezi nejčastější poruchu motorických funkcí u pacientů po CMP. Má vliv na mobilitu, chůzi a přesuny. Může způsobit asymetrický vzor chůze, čímž podpoří kompenzační pohybové vzorce. Během chůze je typická spasticita plantárních flexorů a svalů, které provádí inverzi kotníku, což následně ovlivní stojnou i švihovou fázi krokového cyklu. Ve stojné fázi se váha těla přenáší na laterální hranu postiženého chodidla a prodlužuje tak stojnou dobu nepostižené končetiny. Švihová fáze postižené končetiny se projevuje náklonem těla a přenosem váhy k nepostižené končetině, čímž se naopak prodlužuje stojná fáze nepostižené končetiny. Ve výsledku to může vést ke ztrátě posturální stability a pádům při chůzi (Thitithunwarat et al., 2023, s. 466).

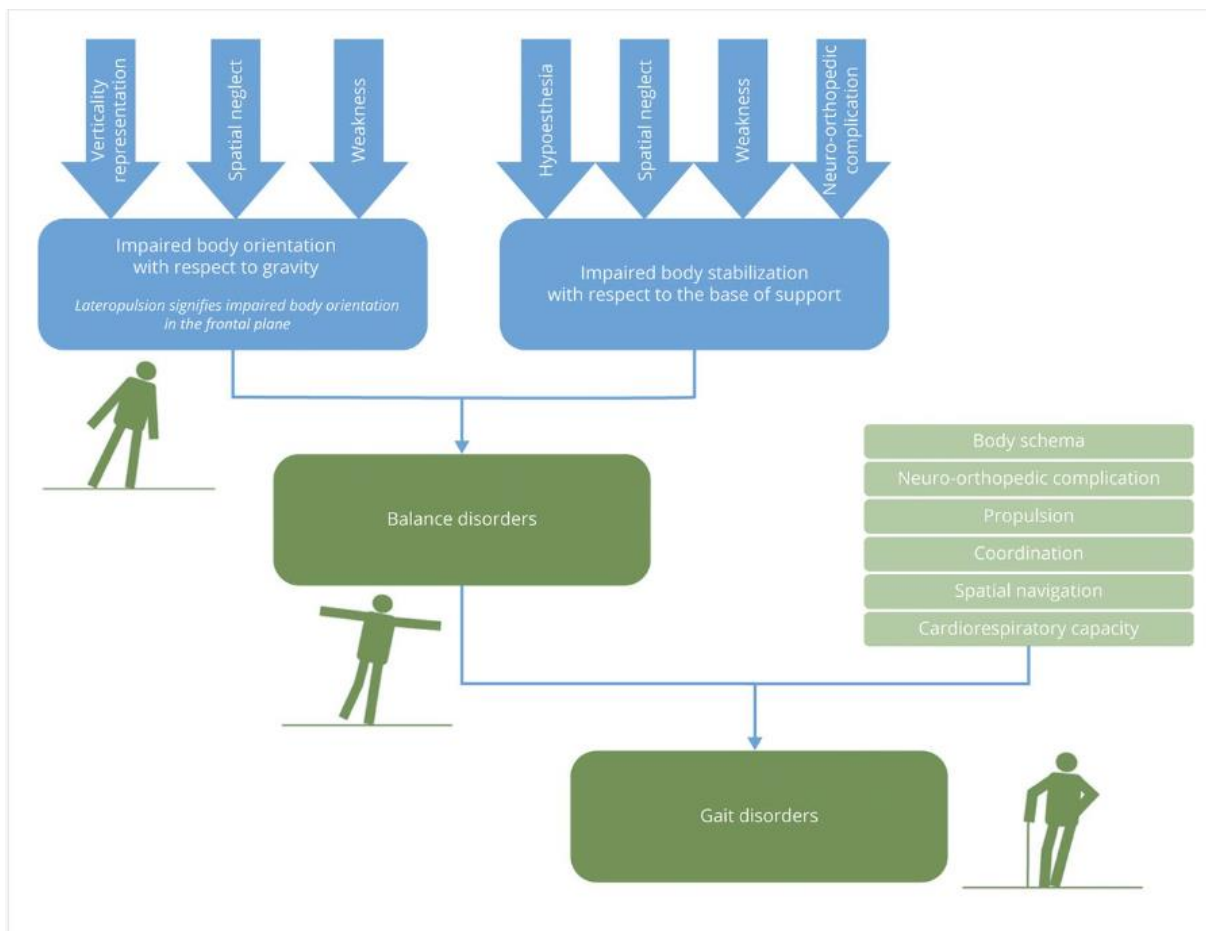
#### **1.2.5 Funkční konsekvence zhoršené chůze**

##### **a) Pády v souvislosti s posturální stabilitou**

Co se nemocnosti, úmrtnosti a nákladů na zdravotní péči týká, tak pády u geriatrických pacientů představují velký problém. Nejvíce geronty následně ohrožuje strach z nového pádu, což může značně omezit ADL. V četnosti pádů hrají důležitou roli multifaktoriální deficity. Rizikovými faktory jsou věk, předešlé pády, porucha vizu, narušená motorika, problémy s chůzí, zhoršená posturální stabilita, kognitivní poruchy a vedlejší účinky některých léků (Andersson et al., 2006, s. 186). Předchozí studie ukazují, že změny časoprostorových parametrů chůze, např. rychlost chůze pod 3,60 km/h nebo snížená délka kroku, zvyšují riziko pádu u starších osob (Gimunová et al., 2022, s. 874).

Pacienti po CMP jsou často omezeni ve vykonávání ADL a v zapojení se do společnosti převážně z důvodu snížené posturální stability, a tak i zvýšeného rizika pádu (viz Obrázek 3, s. 22). Časté pády se pojí s negativními fyzickými i psychickými zkušenostmi, ať už jde o zranění, strach z dalšího pádu, ztráty nezávislosti a potřeby institucionalizace. Na základě

studií je prokázáno, že riziko pádů může snižovat fyzická aktivita, která zvyšuje sílu dolních končetin, zlepšuje chůzový stereotyp a parametry posturální stability a koordinace (Pérez-de la Cruz, 2021, s. 1). Při zhoršené posturální stabilitě se u těchto pacientů zvyšuje riziko pádů až na 73 % (Hafsteinsdóttir, Rensimk a Schuurmans 2014, s. 197).



**Obrázek 3** Teoretický model poruch posturální stability a chůze po CMP (Dai et al., 2021, s. 2157)

U osob po CMP jsou pády častější než u běžné starší populace, a proto se u nich zvyšuje riziko dalších postižení, hospitalizace a úmrtí. Přesto že postižení a pády jsou multifaktoriálním problémem, důležitou roli v tom hraje zhoršená posturální stabilita, která je až u 17-87 % těchto pacientů, což představuje problém, protože bez stabilního středu těla nemohou být adekvátně prováděny pohyby končetin. Hlavním problémem zhoršené posturální stability je porucha ovládnutí trupu. CMP vede k poruchám svalové síly trupu, aktivačních vzorů a vnímání polohy, což je dáno nerovnováhou a omezeným funkčním zotavením (Lee et al., 2020b, s. 1-2).

Posturální deficit představuje jeden z projevů CMP, který zahrnuje základní ovládnutí trupu, které je nepostradatelnou motorickou schopností pro provádění mnoha funkčních úkolů a ADL. Několik studií uvádí, že kontrola trupu v časném stádiu po CMP předpovídá výsledky ADL v pozdějších stádiích a stejně tak je funkčním prediktorem délky hospitalizace, rychlosti

a vzdálenosti chůze a posturální stability při propuštění. S řízením kontroly trupu se tak doporučuje začít již v časné fázi po CMP.

Ztráta kontroly trupu by u pacientů po CMP měla být považována za specifickou poruchu, která je dána deficitem sestupných kortikofugálních drah inervujících svaly trupu (Pappalardo, Ciancio a Patti, 2014, s. 1). Abnormální nastavení postury u těchto pacientů způsobuje nerovnováhu mezi pravou a levou polovinou těla, což má opět vliv na posturální stabilitu a funkčnost celého těla (Lee et al., 2020b, s. 2). Dle některých studií bylo zjištěno, že pacienti s pravostrannou mozkovou lézí mají s posturální stabilitou větší problém než pacienti s levostrannou lézí, což je dáno nejspíše dominancí pravé hemisféry (Pappalardo, Ciancio a Patti, 2014, s. 1).

#### **b) Snížená kardiovaskulární zdatnost**

Pacienti po CMP jsou do budoucna nejvíce ohroženi na životě kardiovaskulárním onemocněním. Tento fakt je dán především tím, že mají nízkou kardiovaskulární zdatnost a jsou více pasivní (nečinnost).

Ke špatné kardiovaskulární kondici, čímž i k sedavému způsobu života u pacientů po CMP vede svalová slabost, spasticita, bolest, špatná posturální stabilita a snížená tolerance aktivity. Více jak 50 % geriatrických pacientů po CMP má problém s pohybovou aktivitou, což se vyznačuje následujícími příznaky, např. nevracení srdeční frekvence na výchozí hodnotu do tří minut po chůzi 50 metrů, dušnost a závratě. Dále dochází ke strukturálním změnám ve svalech – proporcionální nárůst vláken typu I (pomalá červená – vytrvalostní oxidativní vlákna). Tyto svalové změny sice mohou zdánlivě zvýšit vytrvalostní výkon, avšak jsou doprovázeny snížením počtu motorických jednotek a sníženou schopností generovat sílu a následně i pracovní zátěž (Eng, Dawson a Chu, 2004, s. 1-6).

Dle studií se u pacientů objevuje špatná kardiovaskulární zdatnost již v subakutním stádiu a pokračuje až do chronického. Kardiovaskulární zdatnost můžeme využít k předpovědi funkčního zotavení (Kubo et al., 2018, s. 1636).

#### **c) Snížená kognitivně-motorická interference**

Z tělesných funkcí CMP nejvíce ovlivňuje chůzi, kdy se snižuje její rychlost a celková doba chůze, což následně ovlivňuje ADL a pacienti nejsou schopni vykonávat souběžné úkoly. Technika dvojúkolového tréninku zahrnuje provádění zároveň dvou úkolů současně (Iqbal et al., 2020, s. 7-8).

Vzhledem k situaci, že chůze i ADL vyžadují obvykle více úkolů, představuje trénink dvojího úkolu slibnou terapeutickou strategií v rehabilitaci po CMP, která zlepšuje kontrolu trupu a celkově posturální stabilitu pro bezpečnou mobilitu.

Kognitivně-motorická interference významně ovlivňuje parametry chůze jako je např. snížená rychlost chůze a prodloužená doba trvání kroku. Pacienti po CMP vykazují při chůzi zhoršení motorických (držení těla a kontrola chůze) a kognitivních funkcí, i přesto že je u nich prokázána kompenzačně zvýšená aktivace prefrontální kůry, což znamená, že je pohyb řízen spíše vědomou kontrolou než podvědomým vytvářením pohybu. Dle teorie reinvestice je to dáno tím, že pohyb se stává vědomějším právě proto, že se na něj více upíná pozornost, čímž je více kontrolován a schopnost provést pohyb automaticky se tak zhoršuje. Cvičení s dvojitým úkolem tedy využíváme k odvedení pozornosti k vnějšímu zdroji, což umožní motorickým systémům vyvinout automatictější a efektivnější výkon. Tréninkem kognitivních úkolů zároveň s motorickými se následně snižují náklady na provádění dvojitých úkolů. Trénink dvojitých úkolů tedy představuje základní terapeutickou strategii pro zvládnutí dovedností na nevědomé úrovni. Studie uvádějí, že cvičení dvojitých úkolů zlepšují automatizaci řízení trupu, držení těla a kapacitu zpracování informací u pacientů po CMP (Ahmed et al., 2021, s. 2-3).

Na rozdíl od zdravých jedinců vykazují pacienti po CMP během dvojího úkolů výrazně sníženou buď motorickou nebo kognitivní zdatnost, popř. je snížený výkon obou úkolů zároveň (tzv. kognitivně-motorická interference). S touto skutečností se u těchto jedinců pojí i zvýšený výskyt pádů, který tedy nesouvisí pouze s poruchou posturální stability, ale s nemožností se účinně soustředit na rovnováhu v kontextu dvou úkolů. Trénink dvojího úkolu má potenciál zlepšovat rozdělení si zdrojů pozornosti, když se v běžném životě vyskytne situace vyžadující více úkolů záraz. Studie potvrzuje, že trénink dvojího úkolu snižuje výskyt pádů a zranění souvisejících s pády (Pang et al., 2018, s. 2990-2996).

#### **d) Zhoršená koordinace pohybu**

Motorická koordinace představuje schopnost vytvářet kontextově závislé organizované pohyby v časoprostorových oblastech. Během chůze musí relativní pohyb mezi segmenty těla splňovat vnitřní i vnější požadavky, aby bylo možné přesné umístění nohou a bezpečný pohyb. Pacienti po CMP mají s motorickou koordinací problémy, což je může omezovat v ADL.

Měření motorické koordinace se u osob s neurologickým postižením zaměřuje převážně na výkonnost, která je založena na čase a kritériích a nekvantifikuje kvalitu výkonu. (tj. jak



dobře jsou pohyby prováděny či jsou prováděny v premorbidním vzoru). Koordinace se měří i ve FMA viz. dále (Handelzalts et al., 2021, s. 2).

#### **e) Porucha zatížení dolních končetin**

U osob s hemiparézou se v důsledku CMP při funkčních činnostech běžně pozoruje snížení rozsahu, trvání a rychlosti zatížení paretické dolní končetiny. Tito pacienti běžně zatěžují paretickou nohu méně než neparetickou, a to jak při klidném stoji, sedu tak i chůzi. Během chůze vykazují kratší dobu jednooporové fáze na paretické končetině a přenos tělesné hmotnosti z neparetické končetiny na paretickou trvá déle, což negativně ovlivňuje posun těla vpřed. Deficity v zatížení paretických dolních končetin se pojí s větším posturálním kolísáním, nižší celkovou motorickou funkcí a zvýšeným výskytem pádů. Zaměření se na zlepšení zatížitelnosti paretické končetiny tedy může přispět k lepší kontrole posturální stability, rychlejší chůzi a snížení rizika pádů.

Při chůzi, a s ní souvisejícími pohyby jako je dopad chodidla či ochranný krok, je třeba funkční zatížení končetiny tak, aby končetina regulovala sílu nárazu a absorbovala nebo rozptýlila kinetickou energii. Mezi hlavní absorbéry nárazové energie při rychlém zatížení končetiny patří zejména hlezenní a kolenní klouby, které přispívají k plynulému přenášení hmotnosti. Během fáze dvojité opory se váha těla přenáší ze zadní nosné stojné končetiny na přední, k čemuž je třeba koordinovaná odrazová činnost zadní končetiny a odpovídající absorpce energie na přední končetině, aby byl zajištěn plynulý přenos váhy. Deficity ve schopnosti absorpce energie tak mohou narušit proces přenosu hmotnosti a v konečném důsledku ovlivnit rychlost chůze. Tyto deficity mohou být dány např. abnormalitami v kinematice kotníku a kolene či zvýšenou tuhostí těchto kloubů a společnou kontrakcí agonistů a antagonistů těchto kloubů.

Dle studie bylo zjištěno, že snížená rychlost dorzální flexe hlezna při zatížení končetiny může omezit maximální kapacitu mechanické absorpce energie v kloubu, a tím ovlivnit proces přenosu váhy a maximální výkon při chůzi (Shen et al., 2022, s. 1-8).

Dalším klíčovým faktorem, který ovlivňuje funkční přenos hmotnosti je schopnost regulovat těžiště tlaku (COP) pod chodidly ve vztahu k těžišti těla (COM). Během lokomoce přispívá účinná neuromotorická kontrola dolních končetin k regulaci polohy a pohybu COM vzhledem k opěrné bázi, tak aby se udržela stabilita a zabránilo se pádu. V porovnání se zdravými dospělými se u osob po CMP snižuje schopnost rychle přesunout COP na stojnou končetinu během zahájení chůze, což odráží abnormality v kontrole posturální stability při přenosu hmotnosti. Vzhledem k tomu, že svalstvo kyčlí a hlezen reguluje pohyby COM

a COP, mohou potíže s kontrolou kinematiky kyčlí a koordinace kyčelního a hlezenního kloubu přispívat k opožděnému a sníženému přenosu váhy po CMP.

Tato zjištění naznačují, že snížená flexe v kloubech dolních končetin a abdukce v kyčli, časové zpoždění mezi klouby a prodloužená doba stabilizace COP pravděpodobně odrážejí deficity v přenášení váhy a schopnosti nést váhu po CMP.

Ve fázi krokového cyklu chůze, kdy dochází k přenosu váhy se po dopadu paty posunuje COM těla dopředu a dolů směrem k vedoucí končetině. Důležitou funkcí vedoucí končetiny je poskytnout dostatečnou oporu a navést COM těla dopředu a nahoru během tohoto přechodu z kroku do kroku. Mechanická práce vykonaná během přechodu z kroku do kroku je hlavním faktorem určujícím metabolické náklady chůze. Pokud se v důsledku CMP zhorší tlumení nárazů kotníků a kolen, zvýrazní se posunutí COM směrem dolů a dojde k nárustu mechanické práce, tak je pravděpodobné, že se zvýší celkové energetické náklady na chůzi.

Během fáze zatížení a přenosu váhy těla dochází při chůzi ke kontrakci pretibiálních svalů, což omezuje plantární flexi hlezna a posouvá to holenní kost směrem vpřed. Tato koordinovaná flexe kolene a dorziflexe hlezna usnadňuje proces přenosu hmotnosti na vedoucí končetinu a pravděpodobně napomáhá udržení vyšší okamžité rychlosti chůze během reakce na zatížení. Bez dostatečné a včasné kloubní flexe v hlezenním a kolenním kloubu je k posunu těla přes patní opěrný bod zapotřebí větší elevace středu těla. Vzhledem k důležitosti hlezenního a kolenního kloubu při přenosu váhy je pravděpodobné, že snížená a pomalejší flexe kolenního a hlezenního kloubu omezuje schopnost rychlého přenášení váhy u osob po mrtvici během lokomoce (Hsiao et al., 2020, s. 2-8).

### **1.3 Analýza chůze**

Analýza lidské chůze se specializuje na zjištění různých abnormalit a jejich příčin, které následně mohou podpořit vývoj a optimalizaci terapeutických postupů. Analýza chůze také hraje důležitou roli ve výzkumných aktivitách a tvorbě nových klinických postupů (Wagner et al., 2023, s. 1).

Rehabilitační programy po CMP se zaměřují na zlepšení schopnosti chůze prostřednictvím faktorů jako je rychlost a vytrvalost chůze, kardiovaskulární zdatnost a posturální stabilita (Kubo et al., 2020, s. 1). Aby byly tyto programy účinné, je zapotřebí přesný a spolehlivý způsob hodnocení schopnosti chůze u těchto pacientů (Kubo et al., 2018, s. 1632).

Pro pacienty po CMP je velmi důležité znovu obnovit schopnost pohybu. Motorická funkce představuje schopnost vytvářet pohyby těla při interakci mozku, motorických neuronů a svalů. Posturální stabilita je definována jako schopnost udržet stabilitu a zamezit pádům během různých fyzických aktivit. Hodnocení motorické funkce dolních končetin zajišťuje FMA-LE, chůzi hodnotí FAC a 10MWT a na posturální stabilitu se zaměřuje TUG. Tyto testy vykazují vysokou úroveň validity a mají dobrou reliabilitu mezi jednotlivými hodnotiteli. Využívají se jako standardizované hodnocení, individuální stanovení cílů, plánování procesu rehabilitace a jako odhad terapeutické účinnosti (Yoo a Lim, 2022, s. 1).

Funkce chůze se běžně hodnotí v rámci měření aktivity, např. pomocí Bartlova indexu (BI). Tato opatření však poskytují jen omezené informace o chůzi, a proto se navíc používají i testy chůze stanovující pevnou vzdálenost či časové testy, např. 10MWT či 6 Minute Walk Test (6MWT). Tyto testy poskytují kvantifikované informace o chůzi a běžně se využívají při měření výsledků u sledování zlepšení. Neukazují však dostatek informací, např. o problémech s chůzí, které by bylo možné využít při zhotovení rehabilitačních plánů zaměřených na zlepšení funkce chůze (Lin et al., 2010, s. 2022).

Standardizované hodnotící testy se používají k hodnocení a zjišťování změn v průběhu terapie a k určení nejvíce vyhovujícímu typu rehabilitačního plánu i doby propuštění. Tyto testy jsou spolehlivé pro hodnocení poruch a funkčního stavu po CMP. Přesto však používání těchto testů v praxi není až tak běžné. Může za to několik faktorů – neexistuje dostatek studií o ověření jejich spolehlivosti u akutní a subakutní CMP, nejsou sjednocené protokoly pro standardizované použití (např. u 6MWT), a naposledy nejsou úplně vhodné pro pacienty po CMP, neboť neumožňují fyzikou asistenci a neobsahují pokyny pro použití u pacientů s afázií – výběr pacientů pro tyto testy je tedy značně zúžený (Cheng et al., 2020, s. 1-2).

Kvantitativní analýza chůze se velmi často využívá pro hodnocení různých parametrů chůze ve studiích s diskriminačními účely (tedy pro zkoumání rozdílů mezi subjekty zařazenými do různých skupin) a hodnotícími účely (pro sledování změn v čase). V klinickém prostředí by analýza chůze měla splňovat určitá kritéria: 1. být praktická pro pacienty i pro experimentální skupinu, 2. poskytovat reprodukovatelné parametry chůze a 3. odrážet funkční podmínky, které probandi zažívají při ADL (Item-Glatthorn, Casartell a Maffiuletti, 2016, s. 259). Laboratorní či klinická prostředí pro hodnocení chůze se však vyznačují převážně rovným chodníkem, po kterém pacienti chodí většinou svojí obvyklou rychlostí (normální rychlost). Na rozdíl od toho jsou podmínky všedního života pestřejší ve smyslu různých sklonů a povrchů terénu a různé rychlosti chůze (Donath et al., 2016, s. 2).

Hodnocení dynamické funkce chodidla a dolní končetiny zajišťují systémy měření plantárního tlaku. Dříve byly využívány dva základní typy systémů: 1. vložky pro měření tlaku v botě a 2. tlakové desky upevňující se na povrch. Dnes se již využívají běžecké pásy se zabudovanými přístroji (tzn. běžecké pásy s integrovanou měřicí sensorovou maticí tvořenou kapacitními snímači síly), které umožňují snímání více kroků v kombinaci s výpočtem časoprostorových i silových parametrů při různých rychlostech i sklonech pásu (Van Alsenoy, Thomson a Burnett, 2018, s. 1-2; Item-Glatthorn, Casartell a Maffiuletti, 2016, s. 259-260). Analýza chůze na těchto běžeckých pásách je považována za spolehlivou a za standard pro hodnocení časoprostorových charakteristik chůze u zdravých probandů i u pacientů (Donath et al., 2016, s. 2).

### 1.3.1 Functional Ambulation Category (FAC)

FAC byla vynalezena roku 1984 Holdenem a spol. Představuje šestibodovou škálu, která hodnotí, jak velkou oporu při chůzi pacient po CMP či jiném neurologickém onemocnění vyžaduje.

Hodnota 0 představuje neschopnost chůze, 1-3 znamená v chůzi určitou závislost na kompenzační pomůcce (1 – nepřetržitý manuální kontakt, 2 – přerušovaná či lehký dotek, 3 – dohled či slovní pokyn). Pacienti s hodnotou 4 jsou schopni samostatné chůze po rovném povrchu a skóre 5 představuje neomezenou chůzi po jakémkoliv povrchu včetně schodů. Při dosažení skóre 4-5 po 4 týdnech rehabilitace je velká pravděpodobnost funkční chůze po šesti měsících (Yoo a Lim, 2022, s. 3).

Existuje také rozšířená verze FAC, která disponuje 7 stupni (1-7) (viz Tabulka 1, s. 28). Studie uvádí, že pokud pacient vyžaduje úplnou asistenci, tedy stupeň 1, mělo by se zaznamenávat skóre rychlosti při vyšetření 10MWT jako 0 m/s (Academy of Neurologic Physical Therapy, 2018, s. 1; Bland et al., 2012, s. 1442).

**Tabulka 1** Rozšířená verze FAC (Bland et al., 2012, s. 1442)

stupeň	popis
1	úplná asistence (pacient vykoná 0-24 % úkolu)
2	maximální asistence (pacient vykoná 25-49 % úkolu)
3	mírná asistence (pacient vykoná 50-74 % úkolu)
4	minimální asistence (pacient vykoná 75-99 % úkolu)
5	dohled (pacient vyžaduje asistenci v pohotovostním režimu nebo při přípravě, nedochází k fyzickému kontaktu)

6	modifikovaná samostatnost (pacient může využít asistenčních pomůcek nebo ortézy, potřebuje více času, mírné bezpečnostní problémy)
7	samostatný pacient

### 1.3.2 10 Meter Walk Test (10MWT)

10MWT uvádí rychlost chůze díky změření času, za který pacienti ujdou pohodlnou chůzí 10 metrů. Test se opakuje 3x (mezi jednotlivými měřeními jsou třicetisekundové pauzy) a spočítá se průměr. Pacienti mají dovoleno použít asistenční zařízení. Fáze zrychlení a zpomalení na začátku a konci úseku se do určování rychlosti nepočítá. I přes to že je test použitelný pouze v případě, že jsou pacienti schopni ujít 10 metrů, rychle vyhodnocuje schopnost chůze a široce se využívá k hodnocení pacientů po CMP, s poraněním mozku, neurodegenerativními a muskuloskeletárními onemocněními, a i u zdravé populace. Vzhledem k faktu, že test je měřen v pohodlném tempu, přibližuje se tak reálné chůzi (Yoo a Lim, 2022, s. 3).

10MWT je prováděn tak, že se na rovné zemi vyznačí počáteční a koncový bod, přičemž vzdálenost mezi nimi je stanovena na 10 metrů. Pacienti jsou požádáni, aby se postavili za začátek a pohodlným tempem šli, dokud nepřekročí koncový bod (Lin et al., 2010, s. 2021-2022). Test je měřen v sekundách a měření začíná při překročení značky prvních 2 m a končí, když první noha překročí značku 8 m (Cheng et al., 2020, s. 3).

Na základě 10MWT se očekávaná rychlost chůze u pacientů po CMP pohybuje okolo 0,18 m/s do 10 dnů a 0,39 m/s do 60 dnů po příhodě (Da Rosa Pinheiro et al., 2021, s. 44). Pro schopnost chůze v domácím prostředí je hraniční hodnota 0,4 m/s, 0,4-0,8 m/s představuje omezenou schopnost chůze ve společnosti a rychlost chůze nad 0,8 m/s neomezenou schopnost chůze ve společnosti (Yoo a Lim, 2022, s. 3).

Mezinárodní směrnice pro fyzioterapeuty zabývající se pacienty po CMP doporučují v rehabilitaci využívat k hodnocení chůze 10MWT, stejně tak i 6MWT, neboť je označují jako velmi spolehlivé a uvádí, že výkonost testů chůze souvisí se silou dolních končetin a dalšími souvisejícími faktory. Pro potvrzení byla síla dolních končetin měřena pomocí dynamometrie, kdy korelovala s výkonem 10MWT (Cheng et al., 2020, s. 1).

### 1.3.3 Timed Up and GO test (TUG)

TUG test je modifikovanou verzí testu "Get Up and Go" od Mathiase a kolektivu, která měří funkční pohyb u křehkých starších osob (Yoo a Lim, 2022, s. 4). Ve srovnání s jinými výkonnostními testy je snadno proveditelný a poskytuje informace o schopnostech pacienta,

kteřé mu usnadňují bezpečný život v domácnosti (Hafsteinsdóttir, Rensimk a Schuurmans, 2014, s. 198).

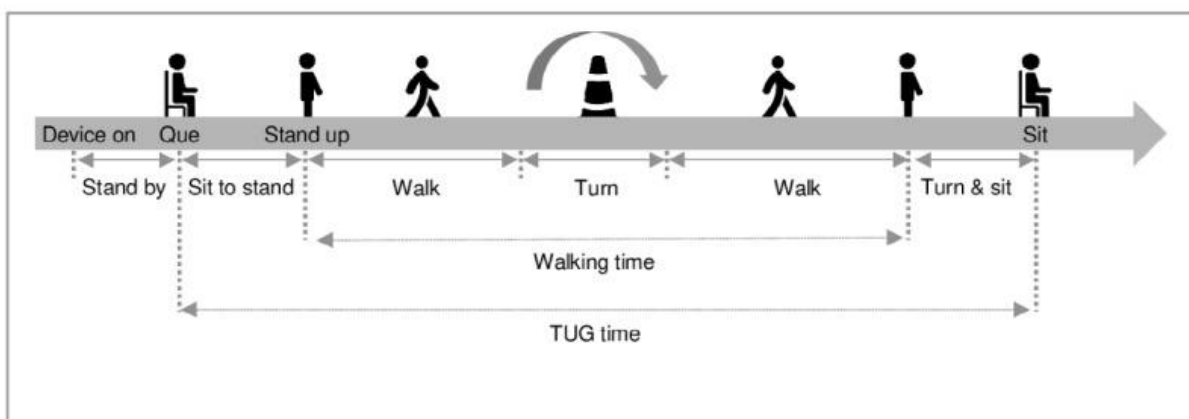
Při provádění testu sedí pacienti na židli (výška sedadla 44 cm, hloubka 45 cm, šířka 49 cm a výška područek 64 cm), která se nachází na konci vyznačené třímetrové dráhy. Pacienti jsou při sedu opřeni zády a na pokyn „jděte“ se postaví, přejdou dráhu, otočí se, vrátí se zpět a opět se posadí na židli. Čas se měří od pokynu „jděte“ po posazení se na židli a opření zad o opěrku (Lexell et al., 2005, s. 76). Při testu je možné použít kompenzační pomůcky.

TUG je široce využíván v hodnocení starších osob, pacientů po CMP, u Parkinsoniků, traumatickém poranění mozku a dalších onemocnění pohybového aparátu (Yoo a Lim, 2022, s. 4).

Stávající studie prokazují, že má TUG vynikající spolehlivost i při použití u pacientů po CMP. Skóre TUG dobře koreluje s dalším hodnocením funkční mobility, čímž vykazuje dobrou konvergentní platnost. Je prokázáno, že TUG je citlivý i na malé změny v základní funkční hybnosti u pacientů po CMP. TUG může být využit i jako predikce rizika pádů u těchto pacientů, přičemž jsou dle literatury hraniční body mezi 12,47 - 15 s, samozřejmě je však třeba dalších testů a nemůže za touto predikcí stát samostatně. Dle některých studií se však u pacientů po CMP zvyšuje riziko pádů i přes zlepšující se funkční hybnost, což je dáno především tím, že pacienti po propuštění do svých domovů experimentují s chůzí v prakticky novém prostředí, ve kterém po proběhlé příhodě ještě nechodili, což toto riziko zvyšuje. Některé studie uvádějí, že v provedení testu hraje významnou roli výška židle, volba strany otáčení a počet kroků. Přesněji řečeno, že při otáčení se přes postiženou stranu je vyžadováno méně kroků a představuje tedy rychlejší variantu. Funkční mobilita v testu TUG (chůze, otočení, posazení) představuje základní schopnosti, které jsou v běžném životě potřeba.

Na základě TUG testu mohou být pacienti rozděleni do tří skupin. První skupinou jsou pacienti, kteří zvládnou test do 20 sekund – jsou samostatně pohybliví a jejich rychlost chůze je alespoň 0,5 m/s, což představuje minimální rychlost, kterou mohou využít k bezpečné chůzi v komunitě. Do další skupiny spadají pacienti, kteří test splní za více jak 30 sekund, kteří následně vyžadují pomoc při ADL. U prostřední skupiny, tedy u pacientů, kteří test splní mezi 20-30 sekundami, je třeba dalšího posouzení jejich funkční úrovně (Hafsteinsdóttir, Rensimk a Schuurmans, 2014, s. 207-208).

TUG test je prováděn dle standardního protokolu na standardní dráze TUG (viz Obrázek 4, s. 31) (Seo et al., 2020, s. 2-3).



**Obrázek 4** TUG test (Seo et al., 2020, s. 2-3)

### 1.3.4 Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity (FMA-LE)

FMA bylo založeno v roce 1975 na základě hodnocení obnovy senzomotorické funkce u pacientů po CMP (Yoo a Lim, 2022, s. 2). FMA představuje škálu celkem o 226 bodech, která slouží k hodnocení zotavení po hemiparetické CMP. V rehabilitaci po CMP představuje jedno z nejkompexnějších kvantitativních měření motorického postižení (Seo et al., 2020, s. 4).

FMA-LE posuzuje pohyby kyčlí, kolen a kotníků a registruje hierarchické zotavení od reflexních pohybů k synergickým a nesynergickým pohybům na základě Brunnstromova stupně zotavení. Ve FMA-LE je stanovena třibodová hodnotící stupnice (viz Tabulka 2, s. 31). Celkové skóre dosahuje 34 bodů. Dále se hodnotí koordinace pacienta, smyslové funkce, rozsah pohybu v kloubech a bolest v kloubech (Yoo a Lim, 2022, s. 2).

**Tabulka 2** Třibodová hodnotící stupnice FMA-LE (Yoo a Lim, 2022, s. 2)

Stupně hodnocení	Interpretace
0	neschopnost
1	částečná výkonnost
2	úplná výkonnost

Jak již bylo zmíněno FMA se zaměřuje i na oblast koordinace pacienta, kde je znázorněna jako rozdíl v čase, kdy se postižená končetina 5x za sebou dotkne stanoveného cíle (pata-koleno). Během testu se hodnotí i přímost/plynulost trajektorie koncového bodu (tremor) a přesnost (dysmetrie). Výkonnost je však hodnocena třístupňovou hodnotící škálou, která omezuje schopnost odhalit a kvantifikovat malé změny v průběhu času (Handelzalts et al., 2021, s. 2).

FMA hodnocení se klinicky a výzkumně široce využívá a je uvedeno jako jediné doporučené hodnocení pro měření motorického postižení v rámci mezinárodního konsenzu o výsledcích CMP. Pro měření motorického postižení po CMP je zavedeno jako platné a spolehlivé (Peters et al., 2021, s. 2).

### 1.3.5 Trunk Control Test (TCT)

Trunk control test (TCT) slouží ke zkoumání základní úrovně ovládnutí trupu. Tento test zavedli Collin a Wade a spolehlivost prokázali právě u pacientů po CMP.

Při provádění testu jsou pacienti vyzváni k přetočení se z polohy na zádech na postiženou (TCT1) a na nepostiženou stranu (TCT2), dále k posazení se z polohy na zádech (TCT3) a k sezení v rovnovážné poloze na kraji lůžka s dolními končetinami nad zemí po dobu 30 sekund (TCT4). Celkové skóre dosahuje maximální hodnoty 100 bodů a je dáno součtem všech dílčích položek (viz Tabulka 3, s. 32) (Pappalardo, Ciancio a Patti, 2014, s. 2).

**Tabulka 3** Scóre TCT (Pappalardo, Ciancio a Patti, 2014, s. 2)

Scóre	Interpretace
0	neschopnost provést pohyb bez pomoci
12	schopnost provést pohyb, ale abnormálním způsobem
25	Schopnost pohyb dokončit normálním způsobem

### 1.3.6 Dominance dolní končetiny

Dominance jak horních, tak dolních končetin je definována jako upřednostněná volba jedné poloviny těla pro provedení motorického úkolu, která se pojí s funkční specializací levé nebo pravé mozkové hemisféry. Dle literatury existuje 90 % lidí s dominantní pravou horní končetinou, avšak pouze 25-45 % lidí s dominantní pravou dolní končetinou. Nelze tedy předpokládat dominanci dolní končetiny na základě dominance končetiny horní (McGrath et al., 2015, s. 1). Dominance končetiny by měla být určena podle toho, kterou končetinu si jedinec vybere, a na kterou spoléhá při provádění různých funkčních činností, včetně udržování rovnováhy (Alonso et al., 2011, s. 410).

Dominance dolní končetiny může být určena na základě zvolené nohy např. při kopání do míče, skákání apod. (McGrath et al., 2015, s. 1). Bylo zjištěno, že tato metoda self-report určování dominance dolních končetin má 97,7 % shodu s výkonem úkolu a 96 % shodu test-retest (Brown, Zifchock a Hillstrom, 2014, s. 917).



### 1.3.7 Zebris

Běžecský pás Zebris (FDM-T, Zebris Medical GmbH, Německo) se zabudovanou tlakovou plošinou se využívá v klinických i výzkumných podmínkách ke zkoumání parametrů chůze jak u dětí, zdravých dospělých, seniorů, tak i u neurologických pacientů (Van Alsenoy, Thomson a Burnett, 2018, s. 2).

Skládá se z běžeckého ergometru s integrovanou podložkou pro snímače tlaku, která se skládá z matice vysoce kvalitních kapacitních snímačů síly (rozsah 1-120 N/cm<sup>2</sup>; přesnost 1-120 N/cm<sup>2</sup> ± 5 %) a analytického softwaru. Krácející plocha běžeckého pásu (délka: 1,5 m; šířka: 0,5 m) obsahuje 5378 snímačů síly. Systém měří dynamické rozložení tlaku pod chodidly při chůzi na běžecském pásu s frekvencí vzorkování 120 Hz. Z údajů o tlaku jsou v softwaru automaticky vypočteny časoprostorové charakteristiky chůze (Donath et al., 2016, s. 3).

Představuje velmi univerzální diagnostické a rehabilitační zařízení, které lze využít ke statické (stoj) i dynamické (chůze) analýze (Bedla et al., 2022, s. 4). Tento typ přístrojů může nabídnout praktičtější, komplexnější a validnější alternativu pro hodnocení charakteristik chůze ve srovnání s prostorově náročnými pozemními měřicími systémy či časově náročným hodnocením pomocí videoanalýzy (Item-Glatthorn, Casartell a Maffiuletti, 2016, s. 263). Často se využívá k diagnostice i rehabilitaci dolních končetin a celkově k terapii chůze u pacientů po CMP (Bedla et al., 2022, s. 3-4).

K zařízení lze navíc připojit kameru, elektromyografickou (EMG) soupravu a projektor, který promítá stopy na běžecském pásu, které by měl pacient následovat, nebo monitor, který zobrazuje zvolenou dráhu s překážkami, jimž by se měl pacient vyhnout. Výsledky měření lze exportovat ve formě textu, grafiky a videa. Mezi základní parametry, které lze měřit, patří hodnoty sil a tlaků chodidla a časoprostorové parametry chůze (Bedla et al., 2022, s. 4).

Pro mnohé může být zpočátku chůze na páse neznámým zážitkem, který následně může ovlivnit měřené parametry (Bejek et al., 2011, s. 286). Aby bylo možné provést dynamickou analýzu, vyšetřovaná osoba si musí nejprve zvyknout na chůzi po pohyblivém terénu. Období aklimatizace na chůzi na běžícím pásu trvá 5 až 6 min, během kterého se ověřuje komfortní rychlost pacienta. Následuje specifické měření, které trvá 60 s. Po uplynutí této doby se rychlost postupně zvyšuje, dokud není dosaženo maximální rychlosti, při které se pacient nebojí pohybovat, a provede se další 60sekundové měření. Na běžecském pásu chodí pacient bos a v případě potřeby se může přidržovat madla. Diagnostika pacienta na běžecském pásu Zebris trvá 30 až 40 min (Bedla et al., 2022, s. 5).

Během analýzy chůze se zaznamenává více než 100 parametrů reprezentujících různé aspekty chůze, jako jsou síly, tlaky, fáze krokového cyklu, časy, přední/zadní poloha, rotace chodidla, boční symetrie, kadence, rychlost, délka kroku, šířka kroku, doba stojné fáze, doba jednooporové fáze a dvojité opory atd. Délka dvojkroku a kroku (stride length a step length) jsou normalizovány podle výšky probandů (Bedla et al., 2022, s. 4; Thitithunwarat et al., 2023, s. 467). Dle studií je uváděno, že Zebris vykazuje vysokou úroveň spolehlivosti v měření u většiny parametrů chůze u zdravých seniorů (Moftah et al., 2020, s. 3).

Dle výrobce je v matici senzorů vygenerován obdélník zahrnující všechny snímače síly aktivované každým jednotlivým otiskem nohy. Tento obdélník je rozčleněn na 3 stejně velké části zahrnující předonoží (forefoot), středonoží (midfoot) a zadonoží (heel). Prahová hodnota pro aktivaci snímače je 1 N/cm<sup>2</sup>. Definice hodnocených parametrů:

- délka kroku (step length): vzdálenost (v cm) rovnoběžná se směrem chůze mezi zadní hranicí patní části jedné strany a následující zadní hranicí patní části protilehlé strany,
- šířka kroku (step width): vzdálenost (v cm) kolmá ke směru chůze mezi geometrickým COM patní plochy jedné strany a následujícím geometrickým středem těžiště patní plochy protilehlé strany,
- rotace chodidla (foot rotation): úhel (v°) mezi přímkou procházející geometrickým středem těžiště patní plochy a geometrickým středem těžiště prstové plochy plus 4,588 a vztaznou přímkou odpovídající směru chůze,
- kadence (cadence): počet kroků za minutu,
- jednooporová fáze (single-limb support): doba mezi deaktivací oblasti prstů kontralaterální strany a aktivací oblasti paty téže strany, vyjádřená v procentech cyklu chůze,
- doba kroku (step time): doba (v s) mezi aktivací patní oblasti jedné strany a aktivací patní oblasti protilehlé strany,
- silové působení paty/špičky (heel force / toe force): maximální vertikální síla reakce na zem (v newtonech) měřená v oblasti paty/špičky,
- čas, kdy došlo k silovému působení paty/špičky (time to heel force / time to toe force): doba mezi aktivací oblasti paty a dosažením maximální vertikální síly reakce na zem v oblasti paty/špičky v procentech cyklu chůze (Item-Glatthorn, Casartell a Maffiuletti, 2016, s. 260).

## 2 Cíl a hypotézy

### 2.1 Cíl práce

Hlavním cílem této diplomové práce je srovnat chůzi u pacientů po CMP a u zdravých probandů. Dílčími cíli bylo srovnat časoprostorové parametry chůze v klinických testech chůze a za použití tlakové plošiny zabudované v chodícím páse Zebris. Dále zhodnotit, které hodnocené parametry nejvíce reflektují zhoršenou chůzi u pacientů v časném subakutním stádiu po CMP. S ohledem na stanovené cíle práce byly definovány následující výzkumné otázky a hypotézy.

### 2.2 Výzkumné otázky a hypotézy

#### 2.2.1 Výzkumná otázka č. 1

Liší se rychlost chůze u pacientů v časném subakutním stádiu po CMP a u zdravých probandů?

H<sub>0</sub>1: Není rozdíl ve FAC kategorii mezi pacienty po CMP a zdravými probandy.

H<sub>A</sub>1: Existuje rozdíl ve FAC kategorii mezi pacienty po CMP a zdravými probandy.

H<sub>0</sub>2: Není rozdíl v rychlosti chůze při 10MWT u pacientů po CMP a u zdravých probandů.

a) v pohodlné rychlosti

b) 10MWTmax

H<sub>A</sub>2: Existuje rozdíl v rychlosti chůze při 10MWT u pacientů po CMP a u zdravých probandů.

a) v pohodlné rychlosti

b) 10MWTmax

H<sub>0</sub>3: Není rozdíl v rychlosti chůze při TUG testu u pacientů po CMP a u zdravých probandů.

a) v klasické verzi TUG

b) TUGkog

H<sub>A</sub>3: Existuje rozdíl v rychlosti chůze při TUG testu u pacientů po CMP a u zdravých probandů.

a) v klasické verzi TUG

b) TUGkog

### **2.2.2 Výzkumná otázka č. 2**

Liší se senzomotorika u pacientů v časném subakutním stádiu po CMP a u zdravých probandů?

H<sub>04</sub>: Neexistuje rozdíl v klinickém testu FMA-LE na paretické dolní končetině u pacientů po CMP a dominantní dolní končetině u zdravých probandů pro jednotlivé testované domény (popsány v metodice práce).

H<sub>A4</sub>: Existuje rozdíl v klinickém testu FMA-LE na paretické dolní končetině u pacientů po CMP a dominantní dolní končetině u zdravých probandů pro jednotlivé testované domény (popsány v metodice práce).

### **2.2.3 Výzkumná otázka č. 3**

Liší se jednotlivé parametry chůze zjištěné během analýza chůze za použití tlakové plošiny zabudované v chodícím páse Zebris u pacientů v časném subakutním stádiu po CMP a u zdravých probandů?

H<sub>05</sub>: Neexistuje rozdíl mezi zdravými probandy a pacienty po CMP v subjektivně zvolené rychlosti.

- a) v pohodlné rychlosti
- b) v maximální možné rychlosti

H<sub>A5</sub>: Existuje rozdíl mezi zdravými probandy a pacienty po CMP v subjektivně zvolené rychlosti.

- a) v pohodlné rychlosti
- b) v maximální možné rychlosti

H<sub>06</sub>: Neexistuje rozdíl mezi zdravými probandy a pacienty po CMP v základních časoprostorových parametrech chůze pro jednotlivé testované parametry (popsány v metodice práce).

H<sub>A6</sub>: Existuje rozdíl mezi zdravými probandy a pacienty po CMP v základních časoprostorových parametrech chůze (popsány v metodice práce).

### **3 Metodika výzkumu**

Z klinického hodnocení chůze byly využity tyto testy: FAC, 10MWT a 10MWTmax, TUG v klasické verzi a TUGkog a FMA-LE. Měření parametrů chůze bylo prováděno na chodícím páse se zabudovanou tlakovou plošinou typu Zebris. Při měření bylo využito dvou typů rychlosti chůze: pohodlná a maximální možná. Každé měření probíhalo pro každého probanda jednou a všechny hodnoty byly zaznamenány do protokolu vyšetření chůze (viz Příloha 1, s. 103).

#### **3.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Byla zvolena metoda záměrného výběru, na základě kterého byli probandi rozdělení do experimentální a kontrolní skupiny podle toho, zda prodělali CMP či nikoliv. Předpokládaný počet probandů byl 30 (15 pacientů po CMP – 8 mužů a 7 žen, 15 zdravých probandů – 8 mužů a 7 žen), nakonec jsme však naměřili probandů 43 (20 zdravých probandů – 10 mužů a 10 žen; 23 pacientů po CMP – 10 mužů a 13 žen). U 9 osob byla přítomná pravostranná hemiparéza, u 14 levostranná. Experimentální skupinu tvořili pacienti z lůžkové části Oddělení rehabilitace ve Fakultní nemocnici v Olomouci (FNOL), kontrolní skupinu tvořili zaměstnanci Znojenské nemocnice. Výzkum probíhal v Kineziologické laboratoři na Oddělení rehabilitace ve FNOL a na Rehabilitačním oddělení ve Znojenské nemocnici.

Kritériem pro zařazení do studie byl u kontrolní skupiny věk 45-70 let a nepřítomnost CMP, a pro experimentální skupinu to byla CMP (ve všech případech kromě jednoho ischemická), věk 18-80 let, s celkovým score National Institutes of Health Stroke Scale (NIHSS) 1-12 a funkční deficit v chůzi (chůze po rovině minimálně se supervizí až s dopomocí 2. osoby/berle – FAC 1-3).

Vylučovacími kritérii pro pacienty po CMP byly: recidiva CMP, jiné onemocnění neurologické nebo ortopedické limitující chůzi nebo pohyb dolních končetin, obezita dle Body Mass Index (BMI)  $\geq 40$  nebo hmotnost nad 110 Kg, senzorická afázie, deprese (Bergova škála  $<10$ ), kognitivní deficit, symptomatické kardiovaskulární onemocnění, diagnostikována nebo léčena rakovina, dialýza, neglect a pusher syndrom.

Všichni pacienti, kteří byli zařazení do studie podepsali informovaný souhlas (viz Příloha 2, s. 105). Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity palackého (FZV UP) (viz Příloha 3, s. 107).

## **3.2 Průběh výzkumu**

Zdraví probandi byli osobně kontaktováni autorkou práce, pacienti po CMP byli osloveni Kineziologickou laboratoří Oddělení rehabilitace FNOL. Před vykonáním měření byli informováni o účelu a zaměření výzkumu, o zajištění anonymity a ochrany osobních dat.

Výzkum probíhal v Kineziologické laboratoři Oddělení rehabilitace FNOL v období od roku 2021 a na Rehabilitačním oddělení ve Znojenské nemocnici v období od ledna 2023 do července 2024. S vedením FNOL a Znojenské nemocnice se sjednal souhlas s výzkumem. Naměřená data byla označena identifikačním číslem, které slouží pouze ke kontrole při vkládání dat a nebude nikde spojováno s identifikačními údaji probanda. Naměřená data byla po elektronickém zpracování skartována, elektronická data jsou bezpečně uložena.

Při výzkumu bylo při klinickém hodnocení chůze možné riziko pádu, které bylo minimalizované odborným dohledem. Při měření na chodícím páse bylo také možné riziko pádu, které bylo minimalizované zajištěním pacienta v bezpečnostní vestě a využitím madel. Žádná z těchto rizik během měření neproběhla. Měření trvala přibližně 30-50 minut. V případě, že by se účastník výzkumu rozhodl, že by chtěl z výzkumu odstoupit, bylo by mu tak kdykoliv umožněno – tento případ nenastal.

Byla respektována osobní svoboda, všechny rasy a etnika; nebyly by zařazeny subjekty, které by souhlasily s výzkumem.

## **3.3 Použité metody výzkumu**

Pro sběr dat byla použita data z klinických testů chůze FAC, 10MWT a 10MWTmax, TUG v klasické verzi a TUGkog a FMA-LE, dále byly využité výsledné protokoly z měření pomocí tlakové plošiny zabudované v chodícím páse Zebris, který se nachází v Kineziologické laboratoři Oddělení rehabilitace FNOL a na Rehabilitačním oddělení ve Znojenské nemocnici.

### **3.3.1 Klinické testy chůze**

Dle FAC kategorie byla stanovena míra dopomoci při chůzi, kdy kontrolní skupina byla hodnocena kategorií 5 (neomezená chůze) a experimentální skupina spadala do kategorie 1-3 (1 – nepřetržitý manuální kontakt, 2 – přerušovaná či lehký dotek, 3 – dohled či slovní pokyn) (Yoo a Lim, 2022, s. 3). Kategorie 2 byla na základě našich měřených pacientů po CMP ještě rozčleněna na dvě podkategorie: 2H („horší“ pacienti, kteří kromě opory 1 fyzioterapeuta potřebovali navíc ještě pomůcku – berle, ortézu či obojí) a 2L („lepší“ pacienti, kterým stačila opora 1 fyzioterapeuta). Na základě FAC kategorií 1-3 u pacientů po CMP byl při měření chůze použit koeficient přepočtu rychlosti pro 10MWT (viz Tabulka 4, s. 39). Studie uvádí, že pokud

pacient vyžaduje úplnou asistenci, tedy stupeň 1, mělo by se zaznamenávat skóre rychlosti při 10MWT 0 m/s (Academy of Neurologic Physical Therapy, 2018, s. 1; Bland et al., 2012, s. 1442). Ovšem pro účely této diplomové práce, jsme u FAC 1 uváděli rychlost 0,001 m/s, neboť rychlost 0 m/s je pro statistické zpracování hodnocena jako nesplněný test a z výzkumu by tito pacienti byli vyřazeni, i přes to, že test zvládli dokončit.

**Tabulka 4** Koeficient přepočtu rychlosti pro 10MWT na základě kategorie FAC

Hodnota FAC	Koeficient přepočtu rychlosti	Poznámka
FAC 1	0	Uvedeme 0,001 m/s
FAC 2 „horší“	0,25	Rychlost z vyšetření vynásobíme 0,25
FAC 2 „lepší“	0,50	Rychlost z vyšetření vynásobíme 0,50
FAC 3	0,75	Rychlost z vyšetření vynásobíme 0,75
FAC 4	1	Rychlost uvádíme dle vyšetření
FAC 5	1	Rychlost uvádíme dle vyšetření

**Legenda:** FAC - Functional Ambulation Category

10MWT byl měřen v sekundách a měření započalo při překročení značky prvních 2 m a končilo, když první noha překročila značku 8 m, avšak pacient pokračoval dál do značky 10 m (Cheng, et al., 2020, s. 1-3). Probandi prováděli test nejprve v pohodlné rychlosti chůze, následně byli požádáni o maximální možnou rychlost chůze. Čas byl následně přepočtený na rychlost chůze (6 m/čas za který test ušli) (Cleland, Alex a Madhavan, 2024, s. 62).

Při měření TUG testu se pacient zvedl ze židle, ušel 3 metry, otočil se, vrátil se zpět a znovu se posadil (Chan et al, 2017, s. 3-8). První měření testu TUG probíhalo v klasické verzi, druhá verze byla TUGkog, kdy měli probandi za úkol od čísla 100 postupně odečítat číslo 7.

### 3.3.2 Senzomotorika

FMA-LE pomocí 17 položek kvantifikuje motorické funkce dolních končetin – hodnotí reflexy, pohyb a koordinaci (Chan et al, 2017, s. 7). Součástí naší modifikované verze FMA-LE pro účely této diplomové práce bylo ještě vyšetření svalové síly (na základě svalového testu dle Jandy) a TCT, kdy se testovalo ovládní trupu ve čtyřech polohách (1. a 2. přetočení se z lehu na zádech na postiženou a nepostiženou stranu (dominantní/nedominantní), 3. z polohy na zádech se posadit a 4. výdrž v sedě bez opory rukou a nohou po dobu 30 sekund) (Pappalardo, Ciancio a Patti, 2014, s. 2). Z vyšetření FMAL-LE bylo vynecháno vyšetření reflexů. FMA-LE byl u experimentální skupiny hodnocen na paretické dolní končetině, u kontrolní skupiny na dominantní dolní končetině, jejíž dominance byla zjištěna na základě

prostých otázek (Kterou dolní končetinou kopete do míče? Ze které nohy se odrážíte při skoku? Kterou nohou vyjedete jako první na bruslích? atd.)

Jednotlivé testované domény (viz Příloha 4, s. 108):

- a) E. dolní končetina
- b) F. koordinace/rychlost
- c) celkem E. + F. – motorická funkce
- d) H. čítí
- e) I. pasivní pohyb v kloubu dolní končetiny
- f) J. bolest v kloubu dolní končetiny
- g) rychlost nepostižené (nedominantní) končetiny (s)
- h) rychlost postižené (dominantní) končetiny (s)
- i) rozdíl v rychlosti mezi končetinami
- j) TCT
- k) SS - svalová síla

### **3.3.3 Základní časoprostorové parametry chůze**

Před samotným vyšetřením na tlakové plošině zabudované v chodícím páse Zebris proběhla cca 5minutová adaptace chůze na páse. Následovala samotná analýza chůze (viz Příloha 5, s. 112), která pro každého probanda trvala 60 sekund v subjektivně zvolené pohodlné chůzi a 60 sekund v subjektivně zvolené maximální možné chůzi (pro neschopnost experimentální skupiny zvládnout maximální možnou rychlost byla v této práci použita pouze pohodlná rychlost). Dále bylo zaznamenáváno, zda probandi při vyšetření potřebují oporu (pouze občasný kontakt se zábradlím či opora po celou dobu chůze, popř. závěsná vesta). Výstupní parametry chůze byly pro každého probanda zpracovány v pětistránkovém reportu, který obsahuje grafické i číselné zpracování kinetiky chůze a časoprostorových parametrů (Kolářová et al., 2019, s. 44).

Časoprostorové parametry chůze hodnoceny pro účely této práce:

- a) Step length, cm (hemi/dominant X non-hemi/non-dominant)
- b) Stride length, cm
- c) Step width, cm
- d) Stance phase, % (hemi/dominant X non-hemi/non-dominant)
- e) Swing phase, % (hemi/dominant X non-hemi/non-dominant)
- f) Double stance phase, %
- g) Cadence, steps/min



- h) Velocity, km/h
- i) Single support line, mm (hemi/dominant X non-hemi/non-dominant)

### 3.4 Statistické zpracování dat

Výsledná data byla statisticky zpracována v programu Statistica (verze 14.0.0.15, Copyright 1984-2020 TIBCO Software Inc.). Statistickému zpracování předcházela úprava získaných dat v programu Microsoft® Excel® pro Microsoft 365 MSO (Version 2401 Build 16.0.17231.20236) 64 bitů.

Výsledné hodnoty byly uspořádány do tabulek a grafů. Tabulky s daty na základě výsledků popisné statistiky obsahují hodnoty o počtu probandů, průměru, mediánu, směrodatné odchylky, minima, maxima, horního a dolního kvartilu. Dosažená hodnota statistické signifikance je značena písmenem p. Všechny testy byly hodnoceny na hladině statistické významnosti  $p = 0,05$ . Výsledné rozložení dat bylo znázorněno pomocí grafů.

U dat byla nejprve ověřena jejich normalita pomocí Shapiro-Wilkova testu normality. U dat, která mají normální rozložení, a tedy splňují podmínku  $p > 0,05$ , byl při ověřování hypotéz zvolen parametrický nepárový t-test, u kterého jsou statisticky významné rozdíly určené na hladině  $p < 0,05$ .

Data, u kterých nebylo zjištěno normální rozložení, a tedy nesplňují podmínku  $p > 0,05$ , nebo také data s malým počtem probandů, při ověřování hypotéz využila neparametrický Mann-Whitney U test.

## 4 Výsledky výzkumu

Následující tabulky obsahují výsledky základní popisné statistiky vztahující se k výsledkům FAC, 10MWT, 10MWTmax, TUG, TUGkog, FMA-LE a analýzy chůze na tlakové plošině zabudované v chodícím páse Zebris u zdravých probandů a pacientů po CMP. V tabulkách jsou zaznamenány počty probandů, průměrné hodnoty, medián, směrodatná odchylka. Minimum, maximum, horní a dolní kvartil jsou obsahem příloh. Dále jsou uvedeny tabulky s hodnotou statistické významnosti p a příslušné grafické znázornění.

### 4.1 Výsledky výzkumné otázky č. 1

Znění první výzkumné otázky: „Liší se rychlost chůze u pacientů v časném subakutním stádiu po CMP a u zdravých probandů?“ Otázka byla řešena v hypotézách  $H_{01}$ ,  $H_{02}$  a  $H_{03}$ .

Níže jsou uvedeny tabulky s výsledky popisné statistiky pro zdravé probandy (viz Tabulka 5, s. 42; viz Příloha 6, s. 116) a pacienty po CMP (viz Tabulka 6, s. 42; viz Příloha 7, s. 116), a také tabulka s hodnotami statistické významnosti p (viz Tabulka 7, s. 43). V dalších podkapitolách je uvedeno vyjádření k hypotézám 1-3 a grafické znázornění rozdílu v měřených parametrech mezi jednotlivými testovanými skupinami (viz Obrázek 5, s. 44, viz Obrázek 6, s. 45, viz Obrázek 7, s. 45, viz Obrázek 8, s. 46, viz Obrázek 9, s. 47).

**Tabulka 5** Klinické testy chůze u zdravých probandů

zdraví probandi	počet probandů	průměr	medián	směrodatná odchylka
FAC	20	5,00	5,00	0,00
10 MWT (m/s)	20	1,40	1,37	0,14
10 MWT max (m/s)	20	1,84	1,85	0,13
TUG (s)	20	5,78	5,94	0,73
TUG + kog. (s)	20	6,61	6,67	0,84

**Legenda:** FAC - Functional Ambulation Category, 10MWT – 10 Meter Walk Test, 10MWT max – 10 Meter Walk Test v maximální rychlosti, TUG – Timed Up and Go test, TUG + kog – Timed Up and Go test v kognitivní verzi

**Tabulka 6** Klinické testy chůze u pacientů po CMP

CMP	počet probandů	průměr	medián	směrodatná odchylka
FAC	23	2,13	2,00	0,81
10 MWT (m/s)	20	0,72	0,47	0,75

10 MWT max (m/s)	6	0,97	0,85	0,90
TUG (s)	14	19,30	18,80	8,39
TUG + kog. (s)	5	23,36	16,10	14,94

**Legenda:** CMP – cévní mozková příhoda, FAC - Functional Ambulation Category, 10MWT – 10 Meter Walk Test, 10MWT max – 10 Meter Walk Test v maximální rychlosti, TUG – Timed Up and Go test, TUG + kog – Timed Up and Go test v kognitivní verzi

**Tabulka 7** Hodnoty statistické významnosti p - klinické testy chůze

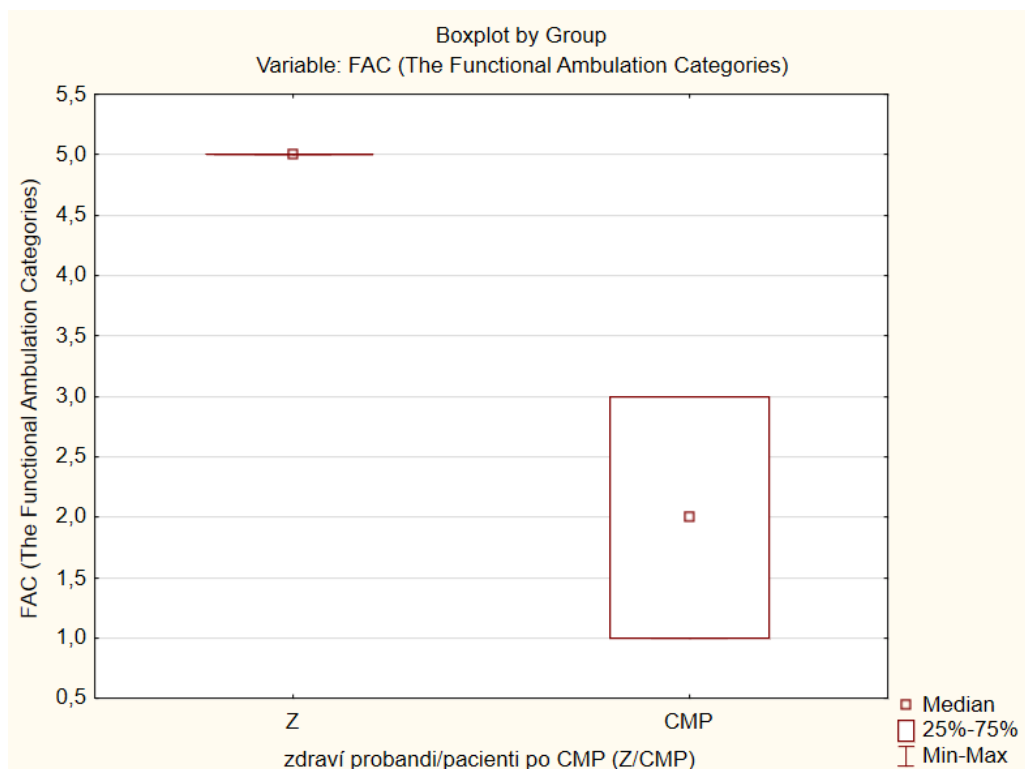
	p hodnota
FAC	<0,01
10 MWT (m/s)	<0,01
10 MWT max (m/s)	0,08
TUG (s)	<0,01
TUG + kog. (s)	<0,01

**Legenda:** FAC - Functional Ambulation Category, 10MWT – 10 Meter Walk Test, 10MWT max – 10 Meter Walk Test v maximální rychlosti, TUG – Timed Up and Go test, TUG + kog – Timed Up and Go test v kognitivní verzi

#### 4.1.1 Výsledky k hypotéze $H_01$ – FAC

Hypotézu  $H_01$  „Není rozdíl ve FAC kategorii mezi pacienty po CMP a zdravými probandy.“ **zamítáme** na základě signifikantního rozdílu v měřených kategoriích ( $p < 0,01$ ).

Hypotézu  $H_{A1}$  „Existuje rozdíl ve FAC kategorii mezi pacienty po CMP a zdravými probandy.“ **přijímáme** na základě signifikantního rozdílu v měřených kategoriích ( $p < 0,01$ ).



**Obrázek 5** Grafické znázornění FAC u zdravých probandů a pacientů po CMP

**Legenda:** FAC - Functional Ambulation Category

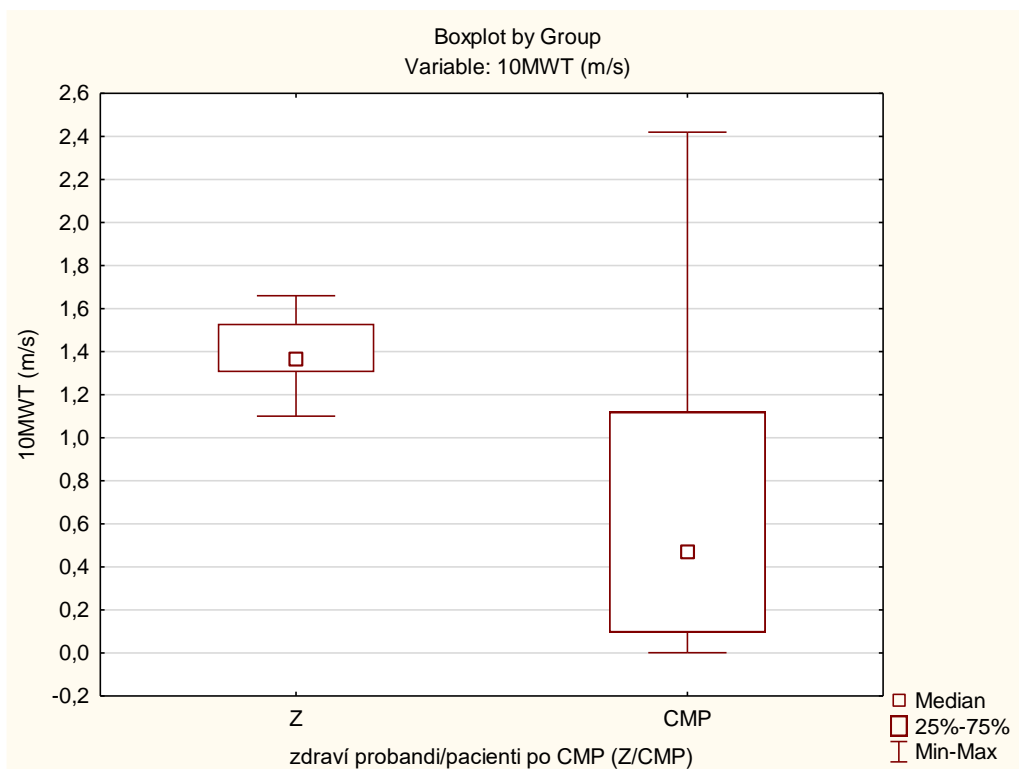
#### 4.1.1 Výsledky k hypotéze $H_02$ – 10MWT

Hypotézu  $H_02$  „Není rozdíl v rychlosti chůze při 10MWT u pacientů po CMP a u zdravých probandů.“ **zamítáme** na základě signifikantního rozdílu v měřených kategoriích pro variantu a) pohodlná rychlost ( $p < 0,01$ ).

Hypotézu **přijímáme** pro variantu b) 10MWTmax ( $p = 0,08$ ).

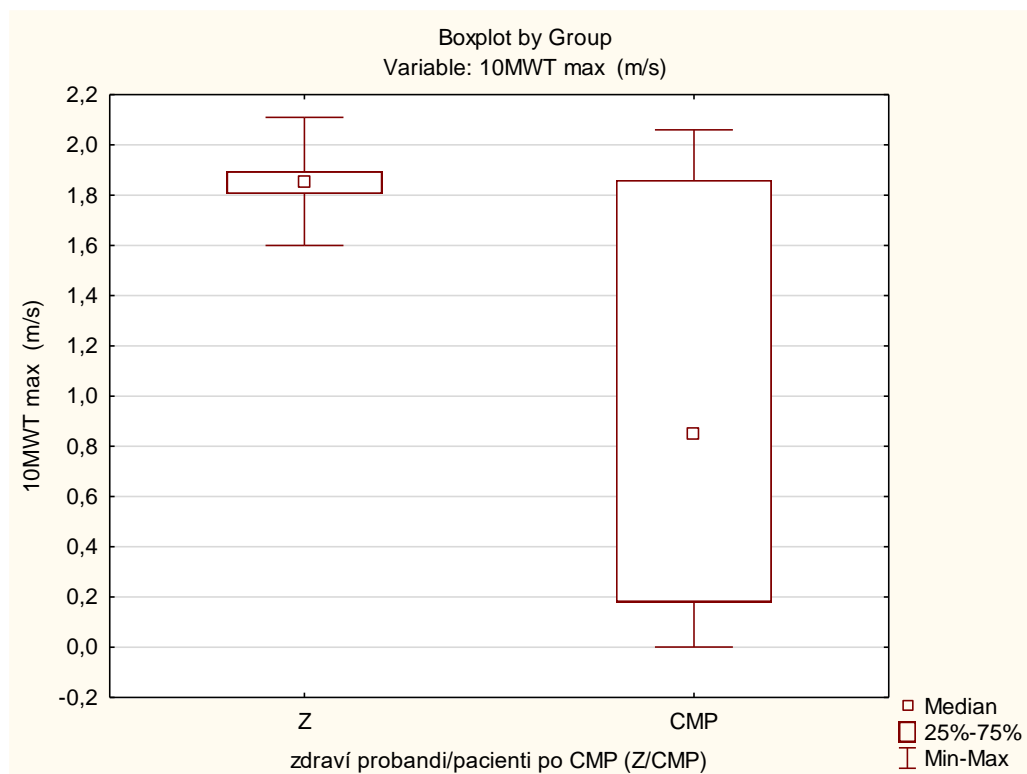
Hypotézu  $H_{A2}$  „Existuje rozdíl v rychlosti chůze při 10MWT testu u pacientů po CMP a u zdravých probandů.“ **přijímáme** na základě signifikantního rozdílu v měřených kategoriích pro variantu a) pohodlná rychlost ( $p < 0,01$ ).

Hypotézu **zamítáme** pro variantu b) 10MWTmax ( $p = 0,08$ ).



**Obrázek 6** Grafické znázornění 10MWT u zdravých probandů a pacientů po CMP

**Legenda:** 10MWT – 10 Meter Walk Test



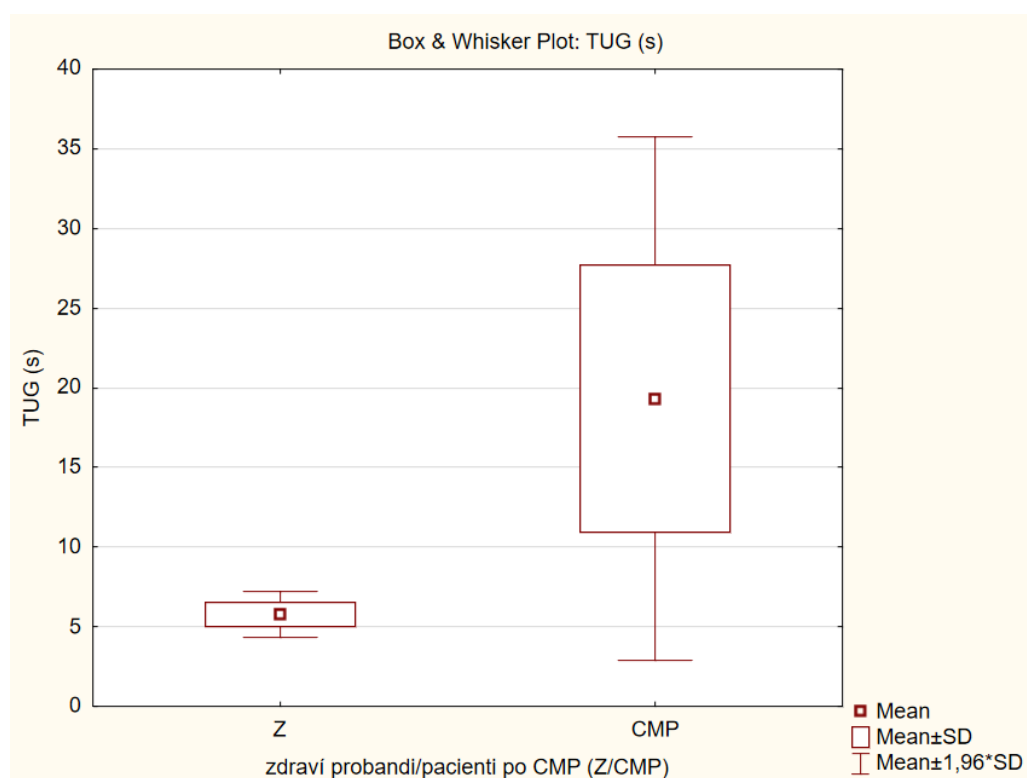
**Obrázek 7** Grafické znázornění 10MWT v maximální rychlosti u zdravých probandů a pacientů po CMP

**Legenda:** 10MWT – 10 Meter Walk Test v maximální rychlosti

#### 4.1.2 Výsledky k hypotéze H<sub>03</sub> – TUG

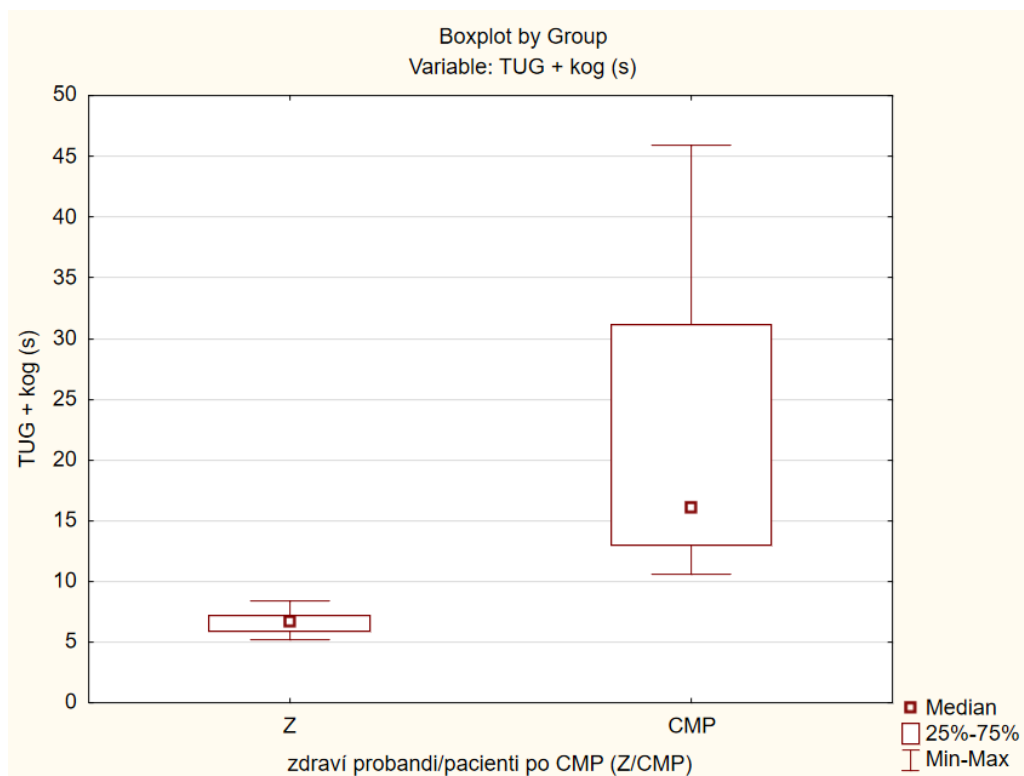
Hypotézu **H<sub>03</sub>** „Není rozdíl v rychlosti chůze při TUG testu u pacientů po CMP a u zdravých probandů.“ **zamítáme** na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách rychlosti v obou variantách testu a) v klasické verzi TUG (**p<0,01**), b) TUGkog (**p<0,01**).

Hypotézu **H<sub>A3</sub>** „Existuje rozdíl v rychlosti chůze při TUG testu u pacientů po CMP a u zdravých probandů.“ **přijímáme** na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách rychlosti v obou variantách testu a) v klasické verzi TUG (**p<0,01**), b) TUGkog (**p<0,01**).



**Obrázek 8** Grafické znázornění TUG u zdravých probandů a pacientů po CMP

**Legenda:** TUG – Timed Up and Go test



**Obrázek 9** Grafické znázornění TUGkog u zdravých probandů a pacientů po CMP

**Legenda:** TUGkog – Timed Up and Go test v kognitivní verzi

## 4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Znění druhé výzkumné otázky: „Liší se senzomotorika u pacientů v časném subakutním stádiu po CMP a u zdravých probandů?“ Otázka byla řešena v hypotéze H<sub>04</sub>.

Níže jsou uvedeny tabulky s výsledky popisné statistiky pro zdravé probandy (viz Tabulka 8, s. 48; viz Příloha 8, s. 117) a pacienty po CMP (viz Tabulka 9, s. 48; viz Příloha 9, s. 117), a také tabulka s hodnotami statistické významnosti p (viz Tabulka 10, s. 49). V další podkapitole je uvedeno vyjádření k hypotéze 4 a grafické znázornění rozdílu v měřených parametrech mezi jednotlivými testovanými skupinami (viz Příloha 10, s. 118; viz Příloha 11, s. 118; viz Příloha 12, s. 119; viz Příloha 13, s. 120; viz Příloha 14, s. 120; viz Příloha 15, s. 121; viz Příloha 16, s. 121; viz Příloha 17, s. 122; viz Příloha 18, s. 122; viz Příloha 19, s. 123; viz Příloha 20, s. 123).

**Tabulka 8** FMA-LE u zdravých probandů

zdraví probandi	počet probandů	průměr	medián	směrodatná odchylka
E. dolní končetina	20	27,40	28,00	0,94
F. rychlost/koordinace	20	5,95	6,00	0,22
celkem E. + F. (motorická funkce)	20	33,35	34,00	0,93
H. čítí	20	11,95	12,00	0,00
I. pasivní pohyb v kloubu DK	20	19,30	19,50	0,80
J. bolesti v kloubu DK	20	20,00	20,00	0,00
rychlost nepostižené (nedominantní) končetiny (s)	20	7,18	6,87	1,46
rychlost postižené (dominantní) končetiny (s)	20	7,68	7,50	1,96
rozdíl v rychlosti mezi končetinami (s)	20	0,66	0,31	0,73
TCT	20	100,00	100,00	0,00
SS – svalová síla	20	49,05	49,00	0,89

**Legenda:** DK – dolní končetina, TCT – Trunk Control Test

**Tabulka 9** FMA-LE u pacientů po CMP

CMP	počet probandů	průměr	medián	směrodatná odchylka
E. dolní končetina	23	19,48	19,00	4,66
F. rychlost/koordinace	23	3,04	3,00	1,74
celkem E. + F. (motorická funkce)	23	22,52	21,00	5,95
H. čítí	23	10,39	11,00	1,67
I. pasivní pohyb v kloubu DK	23	17,26	18,00	2,47
J. bolesti v kloubu DK	23	19,78	20,00	0,60
rychlost nepostižené (nedominantní) končetiny (s)	23	12,87	12,58	4,37
rychlost postižené (dominantní) končetiny (s)	23	18,89	18,75	7,04
rozdíl v rychlosti mezi končetinami (s)	23	6,02	4,00	6,32
TCT	23	72,70	74,00	23,98



SS – svalová síla	23	37,04	38,00	8,20
-------------------	----	-------	-------	------

**Legenda:** CMP – cévní mozková příhoda, DK – dolní končetina, TCT – Trunk Control Test

**Tabulka 10** Hodnoty statistické významnosti p - FMA-LE

	p hodnota
E. dolní končetina	<0,01
F. koordinace/rychlost	<0,01
celkem E. + F. (motorická funkce)	<0,01
H. čítí	<0,01
I. pasivní pohyb v kloubu DK	<0,01
J. bolesti v kloubu DK	0,47
rychlost nepostižené (nedominantní) končetiny (s)	<0,01
rychlost postižené (dominantní) končetiny (s)	<0,01
rozdíl v rychlosti mezi končetinami (s)	<0,01
TCT	<0,01
SS – svalová síla	<0,01

**Legenda:** DK – dolní končetina, TCT – Trunk Control Test

#### 4.2.1 Výsledky k hypotéze H<sub>04</sub> – FMA-LE

Hypotézu **H<sub>04</sub>** „*Neexistuje rozdíl v klinickém testu FMA-LE na paretické dolní končetině u pacientů po CMP a dominantní dolní končetině u zdravých probandů.*“ **zamítáme** na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách pro parametry: a) E. dolní končetina (**p<0,01**), b) F. koordinace/rychlost (**p<0,01**), c) celkem E. + F. – motorická funkce (**p<0,01**), d) H. čítí (**p<0,01**), e) I. pasivní pohyb v kloubu dolní končetiny (**p<0,01**), g) rychlost nepostižené (nedominantní) končetiny (**p<0,01**), h) rychlost postižené (dominantní) končetiny (**p<0,01**), i) rozdíl v rychlosti mezi končetinami (**p<0,01**), j) TCT (**p<0,01**), k) SS - Svalová síla (**p<0,01**).

Hypotézu **přijímáme** pro následující parametr: f) bolesti v kloubu dolní končetiny (p=0,47).

Hypotézu **H<sub>A4</sub>** „*Existuje rozdíl v klinickém testu FMA-LE na paretické dolní končetině u pacientů po CMP a dominantní dolní končetině u zdravých probandů.*“ **přijímáme** na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách pro parametry: a) E. dolní končetina (**p<0,01**), b) F. koordinace/rychlost (**p<0,01**), c) celkem E. + F. – motorická funkce (**p<0,01**), d) H. čítí (**p<0,01**), e) I. pasivní pohyb v kloubu dolní končetiny (**p<0,01**), g) rychlost nepostižené

(nedominantní) končetiny ( $p < 0,01$ ), h) rychlost postižené (dominantní) končetiny ( $p < 0,01$ ), i) rozdíl v rychlosti mezi končetinami ( $p < 0,01$ ), j) TCT ( $p < 0,01$ ), k) SS - Svalová síla ( $p < 0,01$ ).

Hypotézu **zamítáme** pro následující parametr: f) bolesti v kloubu dolní končetiny ( $p = 0,47$ ).

### 4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

Znění třetí výzkumné otázky: „Liší se jednotlivé parametry chůze zjištěné během analýza chůze za použití tlakové plošiny zabudované v chodícím páse Zebris u pacientů v časném subakutním stádiu po CMP a u zdravých probandů?“ Otázka byla řešena v hypotézách  $H_{05}$  a  $H_{06}$ .

V další podkapitole je uvedeno vyjádření k hypotézám 5 a 6 a grafické znázornění rozdílu v měřených parametrech mezi jednotlivými testovanými skupinami.

#### 4.3.1 Výsledky k hypotéze $H_{05}$ – subjektivně zvolená rychlost

Níže jsou uvedeny tabulky s výsledky popisné statistiky pro zdravé probandy (viz Tabulka 11, s. 50; viz Příloha 21, s. 123) a pacienty po CMP (viz Tabulka 12, s. 50; viz Příloha 22, s. 124), a také tabulka s hodnotami statistické významnosti  $p$  (viz Tabulka 13, s. 51). Dále je uvedeno vyjádření k hypotéze 5 a grafické znázornění rozdílu v měřených parametrech mezi jednotlivými testovanými skupinami (viz Obrázek 10, s. 51 a Obrázek 11, s. 52).

**Tabulka 11** Subjektivně zvolená rychlost zdravými probandy

zdraví probandi	počet probandů	průměr	medián	směrodatná odchylka
pohodlná rychlost (km/h)	20	2,73	2,75	0,41
maximální rychlost (km/h)	20	4,43	4,5	0,74

**Tabulka 12** Subjektivně zvolená rychlost pacienty po CMP

CMP	počet probandů	průměr	medián	směrodatná odchylka
pohodlná rychlost (km/h)	23	0,99	1,00	0,38
maximální rychlost (km/h)	5	1,30	1,40	0,55

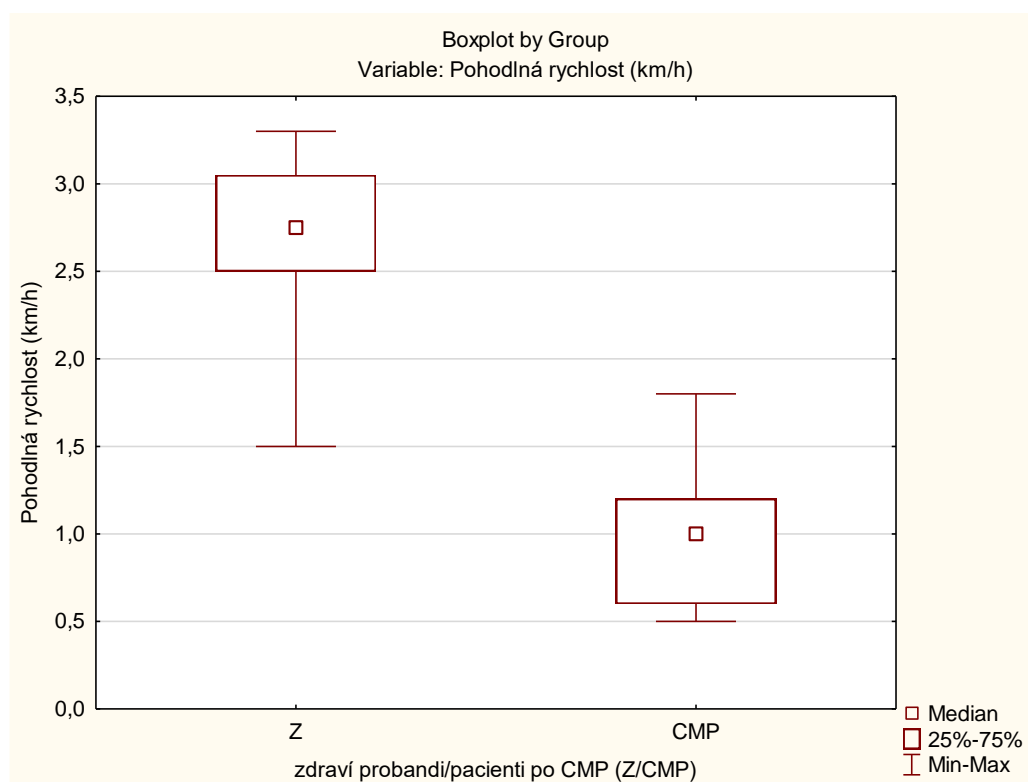
**Legenda:** CMP – cévní mozková příhoda

**Tabulka 13** Hodnoty statistické významnosti  $p$  - subjektivně zvolená rychlost

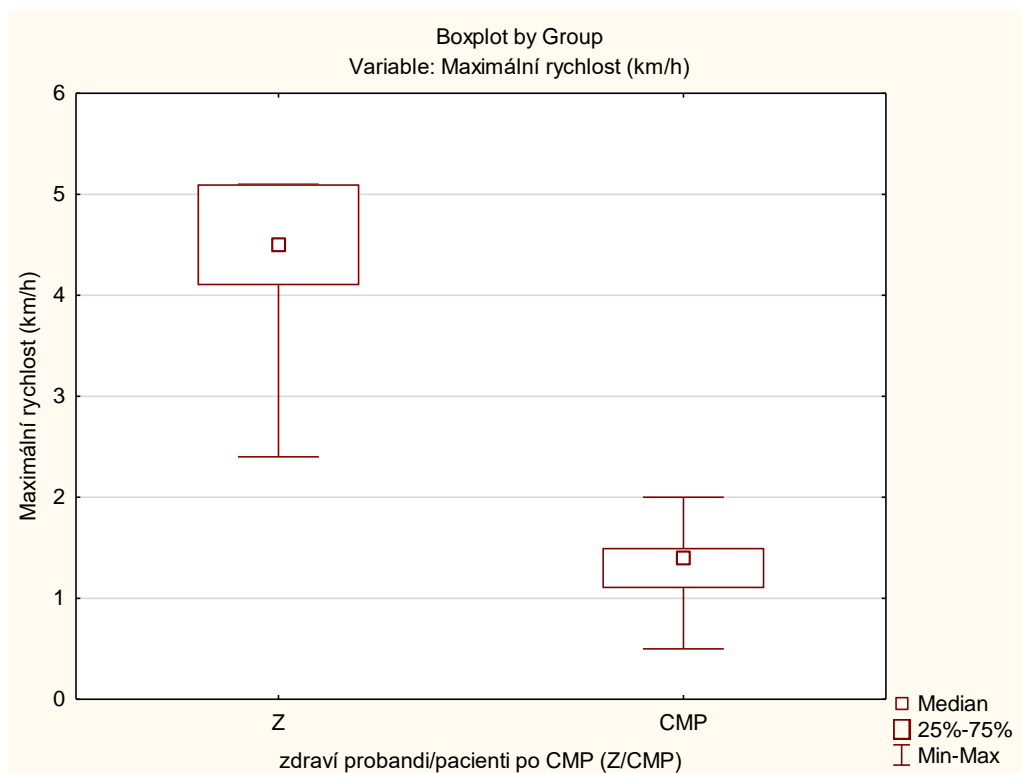
	p hodnota
pohodlná rychlost (km/h)	<b>&lt;0,01</b>
maximální rychlost (km/h)	<b>&lt;0,01</b>

Hypotézu **H<sub>05</sub>** „*Neexistuje rozdíl mezi zdravými probandy a pacienty po CMP v subjektivně zvolené rychlosti.*“ **zamítáme** na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách pro obě varianty rychlosti: a) pohodlná rychlost ( **$p < 0,01$** ), b) maximální rychlost ( **$p < 0,01$** ).

Hypotézu **H<sub>A5</sub>** „*Existuje rozdíl mezi zdravými probandy a pacienty po CMP v subjektivně zvolené rychlosti.*“ **přijímáme** na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách pro obě varianty rychlosti: a) pohodlná rychlost ( **$p < 0,01$** ), b) maximální rychlost ( **$p < 0,01$** ).



**Obrázek 10** Grafické znázornění subjektivně zvolené pohodlné rychlosti u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Obrázek 11** Grafické znázornění subjektivně zvolené maximální rychlosti u zdravých probandů a pacientů po CMP

#### 4.3.2 Výsledky k hypotéze H<sub>06</sub> – časoprosotorové parametry chůze

Níže jsou uvedeny tabulky s výsledky popisné statistiky pro zdravé probandy (viz Tabulka 14, s. 52; viz Příloha 23, s. 124) a pacienty po CMP (viz Tabulka 15, s. 53; viz Příloha 24, s. 124), a také tabulka s hodnotami statistické významnosti  $p$  (viz Tabulka 16, s. 54). Dále je uvedeno vyjádření k hypotéze 6. Grafické znázornění rozdílu v měřených parametrech mezi jednotlivými testovanými skupinami je součástí příloh (viz Příloha 25, s. 125; viz Příloha 26, s. 126; viz Příloha 27, s. 126; viz Příloha 28, s. 127; viz Příloha 29, s. 127; viz Příloha 30, s. 128; viz Příloha 31, s. 128; viz Příloha 32, s. 129; viz Příloha 33, s. 129; viz Příloha 34, s. 130; viz Příloha 35, s. 130; viz Příloha 36, s. 131).

**Tabulka 14** Časoprosotorové parametry chůze u zdravých probandů

zdraví probandi	počet probandů	průměr	medián	směrodatná odchylka
Step length, cm - hemi/dominant	20	49,20	51,00	6,47
Step length, cm - non-hemi/non-dominant	20	49,15	50,50	5,56
Stride length, cm	20	98,35	101,00	11,97
Step width, cm	20	11,35	10,00	3,65

Stance phase, % - hemi/dominant	20	64,99	64,85	1,730
Stance phase, % - non-hemi/non-dominant	20	64,25	63,95	1,76
Swing phase, % - hemi/dominant	20	35,01	35,15	1,73
Swing phase, % - non-hemi/non-dominant	20	35,75	36,05	1,76
Double stance phase, %	20	29,26	28,85	3,34
Cadence, steps/min	20	93,30	94,50	8,57
Single support line, mm hemi/dominant	20	97,61	96,350	20,92
Single support line, mm non-hemi/non-dominant	20	98,52	100,00	22,56

**Legenda:** hemi – hemiparetická strana, dominant – dominantní strana, non-hemi – neparetická strana, non-dominant – nedominantní strana

**Tabulka 15** Časoprostorové parametry chůze u pacientů po CMP

CMP	počet probandů	průměr	medián	směrodatná odchylka
Step length, cm - hemi/dominant	23	27,22	28,00	9,11
Step length, cm - non-hemi/non-dominant	23	23,70	24,00	11,82
Stride length, cm	23	50,91	52,00	16,73
Step width, cm	23	10,61	11,00	2,52
Stance phase, % - hemi/dominant	23	66,25	67,00	3,29
Stance phase, % - non-hemi/non-dominant	23	71,87	71,30	4,37
Swing phase, % - hemi/dominant	23	32,66	32,90	5,11
Swing phase, % - non-hemi/non-dominant	23	27,52	28,00	4,78
Double stance phase, %	23	38,22	37,60	4,95
Cadence, steps/min	23	67,74	66,00	16,29
Single support line, mm hemi/dominant	23	50,80	44,20	25,52
Single support line, mm non-hemi/non-dominant	23	65,65	64,10	22,36

**Legenda:** CMP – cévní mozková příhoda, hemi – hemiparetická strana, dominant – dominantní strana, non-hemi – neparetická strana, non-dominant – nedominantní strana

**Tabulka 16** Hodnoty statistické významnosti p - časoprosotorové parametry chůze

	p hodnota
Step length, cm - hemi/dominant	<0,01
Step length, cm - non-hemi/non-dominant	<0,01
Stride length, cm	<0,01
Step width, cm	0,44
Stance phase, % - hemi/dominant	0,13
Stance phase, % - non-hemi/non-dominant	<0,01
Swing phase, % - hemi/dominant	<0,01
Swing phase, % - non-hemi/non-dominant	<0,01
Double stance phase, %	<0,01
Cadence, steps/min	<0,01
Single support line, mm hemi/dominant	<0,01
Single support line, mm non-hemi/non-dominant	<0,01

**Legenda:** hemi – hemiparetická strana, dominant – dominantní strana, non-hemi – neparetická strana, non-dominant – nedominantní strana

Hypotézu **H<sub>06</sub>** „*Neexistuje rozdíl mezi zdravými probandy a pacienty po CMP v časoprosotorových parametrech chůze.*“ **zamítáme** na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách pro parametry:

- a) Step length, cm (hemi/dominant (**p<0,01**) X non-hemi/non-dominant (**p<0,01**))
- b) Stride length, cm (**p<0,01**)
- d) Stance phase, % (non-hemi/non-dominant (**p<0,01**))
- e) Swing phase, % (hemi/dominant (**p=0,01**) X non-hemi/non-dominant (**p<0,01**))
- f) Double stance phase, % (**p<0,01**)
- g) Cadence, steps/min (**p<0,01**)
- i) Single support line, mm (hemi/dominant (**p<0,01**) X non-hemi/non-dominant (**p<0,01**))

Hypotézu **přijímáme** pro následující parametry:

- c) Step width, cm (p=0,44)
- d) Stance phase, % (hemi/dominant (p=0,13))

Hypotézu **H<sub>A6</sub>** „Existuje rozdíl mezi zdravými probandy a pacienty po CMP v časoprostorových parametrech chůze:“ **přijímáme** na základě signifikantního rozdílu v naměřených hodnotách pro parametry:

- a) Step length, cm (hemi/dominant (**p<0,01**) X non-hemi/non-dominant (**p<0,01**))
- b) Stride length, cm (**p<0,01**)
- d) Stance phase, % (non-hemi/non-dominant (**p<0,01**))
- e) Swing phase, % (hemi/dominant (**p<0,01**) X non-hemi/non-dominant (**p<0,01**))
- f) Double stance phase, % (**p<0,01**)
- g) Cadence, steps/min (**p<0,01**)
- i) Single support line, mm (hemi/dominant (**p<0,01**) X non-hemi/non-dominant (**p<0,01**))

Hypotézu **zamítáme** pro následující parametry:

- c) Step width, cm (p=0,44)
- d) Stance phase, % (hemi/dominant (p=0,13))

## 5 Diskuze

V závislosti na příčině, místě poškození a závažnosti onemocnění se po CMP objevují specifické problémy, typicky poruchy pohybu a posturální stability, snížená schopnost chůze a ztráta jemné motoriky. Charakteristická je také vzniklá asymetrie mezi paretickou a neparetickou polovinou těla, což může ztěžovat ovládání držení těla (Lee et al., 2020a, s. 1). Více jak 85 % pacientů trpí po příhodě hemiparézou a u 55 - 75 % přetrvávají motorické deficity, které mohou snižovat kvalitu života (Hyun, Lee a Lee, 2021, s. 2). Mezi pacienty vzniká vysoká variabilita funkčních stavů a vzorců chůze a je tedy nutný individuální přístup ke každému zvlášť, což následně značně ztěžuje standardizaci klinických studií.

Chůze je základem autonomní mobility a její obnova po CMP je zásadní. Schopnost chůze a s ní související i nezávislost v ADL jsou klíčové hned z několika stránek, např. zlepšení psychické pohody, snížení rizika dalšího zhoršení kognitivních funkcí a zvýšení celkové fyzické aktivity (Calafiore et al. 2022, s. 1).

Přesto že nemocniční péče se zlepšuje a míra přežití po CMP se zvyšuje, tak stále více lidí žije s dlouhodobými následky, čímž CMP představuje chronické a invalidizující onemocnění. S intenzivní rehabilitací se ve vyspělých zemích začíná již v akutní fázi onemocnění. Da Rosa Pinheiro et al. (2021, s. 39-40) naznačují, že s dřívějšími intervencemi se účinněji zlepšují svalové funkce, podporuje se obnova pohybových schopností a snižuje se tak míra invalidity. Optimálně dochází k největšímu zlepšení v prvních šesti měsících (Da Rosa Pinheiro et al., 2021, s. 39-40). Časná rehabilitace po CMP by měla být cíleně zaměřená, opakovaná, progresivní a zaměřená na konkrétní úkoly, aby byl plně využit potenciál neuroplastického zotavení a dosáhlo se co možno nejlepšího možného stupně mobility a chůze. Ovšem u pacientů plně závislých na pomoci jednoho či dvou terapeutů je to značně komplikované. Tuto situaci může následně řešit robotická technologie v terapii chůze, jako je např. běžecký pás s podporou hmotnosti nebo různé exoskelety (Louie et al., 2021, s. 2).

Po CMP většina lidí dosáhne určitého stupně samostatné chůze, avšak i přesto se objevují nedostatky v síle a posturální stabilitě, které často omezují mobilitu jak v domácnosti, tak i ve společnosti. Primárním cílem rehabilitace bývá nejčastěji zlepšení mobility ve společnosti, neboť snížená fyzická aktivita souvisí s horším zdravotním stavem, a to následně se zvýšenými náklady na zdravotní péči. Při tomto onemocnění je důležité i zlepšení kardiovaskulární zdatnosti, ke které může přispět trénink chůze při vyšších intenzitách, který je definován jako 70-85 % z maximální tepové frekvence ( $= 211 - (\text{věk} \times 0,64)$ ).



Na základě doložené studie od Moore et al. (2020, s. 2-9) je prokázáno, že množství a intenzita tréninku chůze příznivě ovlivňují rychlost chůze i dosaženou vzdálenost a údaje ze zvířecích modelů naznačují, že dřívější intervence mohou způsobit rozsáhlejší zlepšení. Dřívější studie však tvrdily, že pacienti v časném stádiu po CMP jsou vertikalizováni a vedeni do chůze značně omezeně a jen při nízké aerobní intenzitě (250-500 kroků/den). Ovšem na základě nejnovějších studií je u pacientů, kteří podstoupili lůžkovou rehabilitaci, snaha tento přežitek překonávat a zaměřit se alespoň na okolo 1500 kroků za den a při vyšší intenzitě, při které dochází k podstatnému zlepšení lokomočních výsledků. Zvýšení intenzity tréninku chůze ovlivňuje množství kroků a rychlost chůze, a stejně tak zlepšuje nervosvalovou a kardiopulmonální funkci (Moore et al., 2020, s. 2-9).

K měření schopnosti chůze se využívá až 70 různých druhů měření. Je důležité, aby výsledky byly validní a opakovatelné, aby bylo možno provést adekvátní klinické rozhodnutí o léčbě CMP, propuštění pacientů a hodnocení účinků rehabilitace (Busk et al., 2023, s. 1024).

## **5.1 Diskuze k výzkumné otázce č. 1**

Rychlost chůze se používá k hodnocení schopnosti chůze po CMP a představuje platné a spolehlivé měřítko v celém kontextu zotavení (Fulk et al., 2017, s. 406).

Přestože analýzy chůze hrají důležitou roli v lepším pochopení hemiparetické chůze po CMP, je potřeba spolehlivých škál pro měření chůze právě pro rutinní klinické použití, a navíc pro validní hodnocení výsledků chůze ve výzkumných projektech (Mehrholtz et al., 2007, s. 1314-1317).

Snížení svalové síly jedním z předních důvodů, proč pacienti po CMP vykazují pomalejší chůzi. Hyun, Lee a Lee (2021, s. 9-10) ve svém výzkumu uvádí, že rychlost chůze u pacientů po CMP je o 17-49 % nižší než u zdravých probandů. Zlepšení opory držení těla a stability postižené končetiny se opět projeví v rychlosti a vytrvalosti chůze.

V klinické praxi a výzkumných studiích se pro hodnocení výkonu a identifikaci poruch využívají různé standardizované hodnotící a výkonnostní testy. K identifikaci jednotlivých poruch hybnosti je následně třeba normativních referenčních hodnot ke srovnání. Např. zhoršený výkon v TUG testu (vysoké skóre v sekundách) může předpovědět nízkou kvalitu života, úmrtnost, délku hospitalizace, nízké zapojení do společnosti a problémy v ADL (Svinøy et al., 2021, s. 335-336).

### 5.1.1 Diskuze k hypotéze H<sub>01</sub> - FAC

Včasná stratifikace pacientů po CMP je užitečná pro zdravotní personál pro lepší orientaci v možných funkčních výsledcích pacientů, míře jejich postižení a nutnosti sociální potřeby, a také může usnadnit plán včasného propuštění a zkrátit tak dobu hospitalizace. K této stratifikaci může být využit právě FAC, či jeho modifikovaná 7bodová verze (Chung, 2018, s. 142).

FAC měří funkční aspekty chůze, které jsou pro pacienty po CMP i jejich příbuzné velmi užitečné (udává jakou osobní pomoc při chůzi potřebují). Kromě toho FAC umožňuje přesnou dokumentaci progresu chůze a stejně jako u dalších klinických testů chůze je jeho výhodou okamžitá dostupnost, snadná administrace a interpretace a nízké náklady. FAC je tedy užitečný jako rutinní nástroj klinického hodnocení a také pro výzkumné účely k měření výsledků chůze. Výzkumy navíc dokazují, že skóre FAC koreluje s rychlostí chůze a délkou kroku (Mehrholtz et al., 2007, s. 1314-1317).

Hessam et al. (2018, s. 993-995) ve své studii uvádí, že se pacienti po CMP pohybovali v průměru ve FAC kategorii 3,8 (SD 0,79). Porovnání této studie s touto diplomovou prací však limituje rozdílnost stádia CMP (pacienti pro naše účely byli měřeni v časném subakutním stádiu a tato studie pracovala s pacienty v chronickém stádiu). Toto zjištění však může poukazovat na zlepšení v samostatnosti chůze v průběhu času a za poskytování pravidelné rehabilitace. Autoři došli k výsledkům, že vyšší skóre FAC souvisí s lepší posturální stabilitou a nízkou úrovní pádů, z čehož vyplývá, že FAC může být nápomocný při odhadu schopnosti udržet rovnováhu. Kontrola rovnováhy hraje při chůzi důležitou roli, neboť většinu času krokového cyklu trávíme na jedné noze, kdy se hranice těžiště pohybuje mimo hranici stability a tato fáze je tak nestabilní, čímž je obnova posturální stability klíčová pro stabilní a bezpečnou chůzi (Hessam et al., 2018, s. 993-995). Smith et al. (2022, s. 465) ve své studii uvádí, že pacienti po CMP se v časném subakutním stádiu, tedy stejně jako v našem výzkumu, nejčastěji pohybují ve FAC kategorii do stupně 3 včetně.

Mehrholtz et al. (2007, s. 1316) ve své studii poukazují na zlepšující se skóre FAC v průběhu času a po absolvování rehabilitačních intervencí. Na začátku po přijetí po příhodě byl medián FAC 0 (průměr  $\pm$  SD,  $0,44 \pm 0,69$ ), po čtyřech týdnech rehabilitace bylo skóre 2 ( $1,98 \pm 1,5$ ) a po šesti měsících 4 ( $2,79 \pm 2,12$ ). K významné změně tedy došlo už mezi prvními dvěma týdny. Výsledky naznačují, že zlepšení skóre FAC se pojí se zlepšením výkonu chůze. Výsledky také prokazují úzký vztah mezi FAC a rychlostí chůze, kadencí, délkou kroku i dvojkroku a v dalších časoprostorových parametrech chůze. Výše uvedené výsledky FAC se tedy shodují i s výsledky této práce a demonstrují tak signifikantní rozdíl mezi pacienty

po CMP, kteří se pohybují ve FAC 1-3 a zdravými probandy plně nezávislími v chůzi s FAC 5.

### **5.1.2 Diskuze k hypotéze H<sub>02</sub> – 10MWT**

Po CMP vykazují jedinci dlouhodobé poruchy chůze, včetně nízké rychlosti, které omezují znovuzaražení do společnosti, kvalitu života a fyzickou aktivitu (Cleland, Alex a Madhavan, 2024, s. 61). Svalová síla a rychlost svalové kontrakce jsou po příhodě v prvních třech měsících výrazně sníženy a prvních týdnech po CMP dochází k určitému stupni spontánního zotavení, které když ještě navíc podpoří časná rehabilitace, tak může dojít k výraznému zlepšení motorických funkcí (Da Rosa Pinheiro et al., 2021, s. 44).

10MWT bývá často měřen v subakutní a chronické fázi zotavení, avšak pro akutní a časné subakutní stádium neexistuje dostatek studií, přičemž jsou právě tato stádia kritickým obdobím pro zvýšenou neuroplasticitu a spontánní neurologické zotavení. Srovnání 10MWT u pacientů v akutní fázi s fází subakutní či chronickou není adekvátní, neboť v akutní fázi dochází k rychle se měnícímu neurologickému postižení (Busk et al., 2023, s. 1024-1025). V budoucnu by se tedy mohl výzkum více orientovat na časnější stádia tohoto onemocnění.

Dvě třetiny pacientů po CMP vykazují omezení ve schopnosti chodit a polovina z nich není schopna chůze ani s fyzickou dopomocí do jednoho měsíce po prodělané příhodě. Standardizované hodnotící nástroje se využívají k hodnocení a odhalení změn postižení a k výběru nejvhodnějšího typu rehabilitace a doby, kdy mohou pacienti být propuštěni. Dle guidelines se doporučuje využívat standardizované hodnotící metody, které jsou platné a spolehlivé pro hodnocení poruch a funkčního stavu spojených s CMP. Mezinárodní guidelines pro fyzioterapii v rehabilitaci po CMP doporučují v hodnocení chůze využívat 6MWT a 10MWT, protože podle doložených studií vykazují vynikající spolehlivost a výkon testu chůze odráží sílu dolních končetin (pro srovnání měřenou např. dynamometrem) a další související faktory. Aby se zabránilo ovlivnění výkonnosti mezi jednotlivými měřícími, existují přesně definované protokoly o provedení testu, a navíc i obrázkový návod pro pacienty, kteří navíc trpí i afázií (Cheng et al., 2020, s. 251-252). Pro účely této diplomové práce se 6MWT nehodnotil, neboť většina pacientů v časném subakutním stádiu by ho nejspíš nezvládla dokončit.

Měření rychlosti (a následný výpočet rychlosti chůze v m/s) má u pacientů po CMP vynikající spolehlivost a spolehlivost při opakovaném testování (Cleland, Alex a Madhavan, 2024, s. 61-63).

Da Rosa Pinheiro et al. (2021, s.41-44) ve své studii uvádí výsledky testu 10MWT u pacientů v průměrném věku 64 let, které měřil 24 hodin po příhodě. Pacienti však v tomto akutním stádiu nebyli schopni test zvládnout, následně až po pětidenní intervenci, kdy využil kromě klasické rehabilitace i cvičení na ergometru, dosáhli pacienti pohodlné rychlosti  $0,67 \pm 0,78$  m/s, což představuje důležité klinické zlepšení. Zajímavé je, že kontrolní skupina v tomto věku, která měla pouze klasickou rehabilitaci, nebyla schopna test dokončit ani po již zmíněných pěti dnech. Tento časový úsek se tedy téměř přesně shoduje s časnou subakutní fází našich pacientů a pro porovnání je vhodný, neboť opět vykazuje dosti podobné naměřené hodnoty a výsledky jsou tedy signifikantní.

Busk et al. (2023, s. 1024-1026) se ve své studii zaměřují na akutní stádium CMP, kdy u pacientů naměřili rychlost  $0,92 \pm 0,37$  m/s v prvním dnu po iktu. Tyto výsledky nejsou pro porovnání zcela přesné, neboť 10MWT byl měřen na celých 10ti metrech a ne pouze ve středních 6ti a pacienti měli dovoleno používat pomůcky bez jakéhokoliv přepočtu rychlosti, což mohlo významně zvýšit jejich rychlost a může to být důvodem proč se tato studie vykazuje vyšší rychlost chůze než výsledky naší práce.

Tilson et al. (2010, s., 196) ve své studii uvádí, že očekávaná rychlost chůze u osob po CMP je 0,18 m/s do 20 dnů a 0,39 m/s do 60 dnů po příhodě, což je doložené na základě měření pomocí 10MWT, což naši pacienti překonali, čímž mají do budoucna vyšší šance na zlepšení chůze, neboť v naší práci byli měřeni 5.-10. den po příhodě a již měli lepší výsledky, přičemž byli měřeni ještě před jakoukoliv intervencí, kdy je tedy ještě čeká klasická rehabilitace navíc i s využitím robotických zařízení.

Hosoi et al. (2023, s. 2-4) se ve svém výzkumu věnují pacientům v subakutním stádiu po CMP (cca 2-3 měsíce po příhodě) a 10 MWT měří z celkových 16ti metrům bez počátečního a koncového třímetrového zrychlení a zpomalení. V pohodlném tempu ušli pacienti test za 0,72 m/s a v maximální rychlosti se dostali na hodnoty 0,93 m/s. Studie došla k závěru, že čím nižší jsou motorické funkce pacientů, tím nižší je i jejich rychlost chůze.

Cleland, Alex a Madhavan (2024, s. 61-63) ve své studii uvádí rychlost chůze pacientů po CMP měřenou pomocí stopek v pohodlném tempu  $0,68 \pm 0,26$  m/s (mean  $\pm$  SD) a v maximálním tempu  $0,92 \pm 0,41$  m/s. Pacienti v této studii však byli měřeni v chronickém stádiu onemocnění a čtvrtina pacientů používala pomůcky (ortézu, hůl, nízké i vysoké chodítko), přičemž k žádnému přepočtu jako v případě naší práce nedošlo. Z toho důvodu je možné, že pacienti i přes to, že byli měřeni v chronickém stádiu vykazovali podobnou rychlost chůze jako pacienti v časném subakutním stádiu v našem výzkumu, což může být známkou

toho, že k největšímu pokroku dochází převážně v časných stádiích a dále už k výraznějším změnám docházet nemusí. Zároveň to poukazuje na prokazatelný rozdíl v rychlosti chůze mezi zdravými probandy a pacienty po CMP v chronickém stádiu, a tedy na to, že s postupem času se pacienti nemusí vrátit zpět do formy, ve které byli před příhodou a určité omezení v chůzi u nich může přetrvávat (Cleland, Alex a Madhavan, 2024, s. 61-63).

Cheng et al. (2020, s. 256) naměřili průměrnou hodnotu pohodlné rychlosti při 10MWT chůze u pacientů po CMP  $0,94 \pm 0,36$  m/s. Ovšem limity této studie ve srovnání s touto diplomovou prací se objevují v rozdílném měření testu 10MWT, kdy pro účely této práce byl test měřen pouze ve střední vzdálenosti 6 metrů, aby se nezapočítalo počáteční zrychlení a koncové zpomalení (Bastlová et al., 2015, s. 21). A tato studie pracovala s měřenou vzdáleností 14 metrů a časově měřila střední vzdálenost 10 metrů, což představuje větší rozdílnost v porovnání s mými výsledky, kde jsou pacienti pomalejší. Tuto skutečnost, tedy že pacienti v mém měření jsou pomalejší, mohu vysvětlit také faktem, že jsou měřeni v časném subakutním stádiu a pacienti z příslušné studie vykazují medián po CMP 134 dní, přičemž pozdější fáze zotavení po CMP se vyznačuje stabilnější schopností chůze.

Pacienti po CMP měřeni pro náš výzkum, kteří byli v průměrném věku 70 let a časném subakutním stádiu, prošli 10MWT v pohodlné rychlosti  $0,72 \pm 0,75$  m/s, což se shoduje s výsledky doložených studií a tuto rychlost tedy můžeme považovat za signifikantní. Maximální rychlost chůze při 10MWT nebyla měřena ve všech studiích a v příštích výzkumech by na ni mohl být brán větší zřetel, ovšem pro pacienty v časnějších stádiích je to značně komplikovaný test, neboť ani pacienti v našem výzkumu ho nezvládli všichni, přesto jsme z malého vzorku probandů došli k průměrné rychlosti  $0,97 \pm 0,90$  m/s, což se opět shoduje s předešlými studiemi. Rychlost chůze při 10MWT byla u našich pacientů přepočítána koeficientem rychlosti na základě rozřazení dle FAC kategorie (viz Tabulka 4, s. 39), neboť většina pacientů využívala pomůcky (např. i vysoké chodítko) a porovnání se zdravými probandy by tak nebylo adekvátní.

Roush et al. (2021, s. 2-3) se zaměřili na zdravou mladou dospělou populaci ve věku 32 let, kteří 10MWT zvládli rychlostí 1,47 m/s. Limitem této studie je rozdílnost měřeného testu, neboť zde 10MWT měřili na 20ti metrové vyznačené ploše s počátečním a koncovým 5ti metrovým zrychlením. V budoucích výzkumech by bylo žádoucí vytvořit jednu standardizovanou metodu měření pro jednotlivé testy, aby byly lépe porovnatelné.

Zdraví dospělí v průměrném věku 37 let byli měřeni ve studii Amatachaya et al. (2020, s. 1349-1351) opět měřené ze střední vzdálenosti 10ti metrů z celkového 14ti metrového chodníku. Preferovanou rychlostí test dokončili v čase  $1,37 \pm 0,18$  m/s, a měření byli

i v maximální rychlosti, kde dosáhli hodnot  $1,81 \pm 0,18$  m/s. Salbach et al. (2018, s. 36) uvádí normativní data zdravé dospělé populace pro 10MWT, kdy průměrná věková skupina 47-68 let (55,7 let) tento test zvládla za průměrnou hodnotu rychlosti 1,36 m/s. Data z těchto studií odpovídají s téměř přesnou shodou naměřeným datům pro účely této diplomové práce, kdy zdraví probandi test v pohodlné rychlosti dokončili v čase  $1,40 \pm 0,14$  m/s, v rychlosti maximální v průměrné rychlosti  $1,84 \pm 0,13$  m/s a výsledek tak můžeme označit za signifikantní. Přesto je do budoucna třeba více studií zaměřujících se na zdravou dospělou populaci pro stanovení normativních hodnot, neboť většina studií se zaměřuje převážně na starší dospělou populaci, u které klinické testy chůze využívají jako prediktor samostatnosti.

Dle Steffen, Hacker a Mollinger (2002, s. 131) je obvyklá rychlost chůze zdravých lidí starších 60 let  $0,60-1,45$  m/s a maximální rychlost  $0,84-2,1$  m/s a stejně tak i Chan a Pin (2020, s. 598-601) svůj výzkum prováděli na starší populaci, přesněji testy měřili u osob s průměrným věkem 85 let, čímž je tedy pochopitelné snížení rychlosti chůze při měření 10MWT, který ušli průměrnou rychlostí  $0,75 \pm 0,13$  m/s. Znovu verze 10MWT v této studii se přesně neshodovala s naším provedením, probandi zde měli vyznačenou dráhu 15ti metrů, do které se nezapočítávalo první třímetrové zrychlení a poslední dvou metrové zpomalení a měřená plocha byla opět 10 metrů. 10MWT tedy u starších dospělých ukazuje na nižší výkonost chůze, zvýšené riziko pádů a celkově špatnou hybnost.

### **5.1.3 Diskuze k hypotéze H<sub>03</sub> – TUG**

U pacientů po CMP je typická snížená schopnost udržet posturální stabilitu, což způsobuje abnormální svalová aktivace nepostižené strany, ke které dochází v důsledku snížení svalové síly ochrnuté poloviny těla, její snížení hybnosti a celkově pak potížemi při vykonávání ADL, což následně zvyšuje problémy s chůzí a riziko pádů. Pacienti také pocítují nedostatky při statické rovnováze v sedě i ve stoji, a stejně tak i v dynamické rovnováze, kdy problémy s ní se objevují při změnách polohy ze sedu do stoje a naopak. Vykazují tedy sníženou posturální stabilitu při statických i dynamických polohách a váhu svého těla nesou asymetricky (Hyun, Lee a Lee, 2021, s. 1-2). Hessam et al. (2018, s. 993) ve své studii prokazují, že deficit v posturální stabilitě poukazuje na nižší úroveň chůze.

Pohyb ze sedu do stoje představuje jednu z funkčních pohybových schopností, bez kterých se v každodenním životě neobejdeme, neboť vstávání ze židle, chůze na několik metrů, otáčení se a sezení patří k základním schopnostem nezbytným k samostatnému fungování v domácnosti (Hafsteinsdóttir, Rensink a Schuurmans, 2014, s. 207). Při vstávání je váha těla podpírána dolními končetinami, jejich zatížení musí být symetrické a dále je třeba

dostatečná síla extenzorů dolních končetin. Normální chůzi musí předcházet udržení vzpřímeného stoje. Pacientům po CMP to však dělá problém, neboť vykazují sníženou posturální kontrolu a prodlužuje se u nich doba, při které se ze sedu musí zvednout (Hyun, Lee a Lee, 2021, s. 1-2).

Nedostatečná kontrola trupu ovlivňuje posturální stabilitu, celkovou hybnost a zvyšuje riziko pádu. Cvičení pro lepší ovládání trupu jsou brána jako účinná pro zlepšení posturální stability, pohyblivosti a celkově funkčních výsledků. Nejčastěji se využívají různé strategie tréninku, mezi které patří selektivní cvičení trupu, trénink stability středu těla, dosahové aktivity v sedě, trénink se závaží na stabilním, nestabilním i staticky nakloněném povrchu. Ahmed et al. (2021, s. 2) ve své studii pro lepší výsledky navíc využívají i trojrozměrné cvičení, trénink s dvojitým úkolem a vysoce intenzivní trénink. Neboť současné studie prokazují, že ztráta kontroly trupu se vyskytuje ve všech třech rovinách a pády jsou vyšší v laterálním a diagonálním směru. Dále také poukazují na fakt, že nedostatečná kognitivně-motorická interference významně ovlivňuje parametry chůze (jako je snížená rychlost a delší trvání kroku) (Ahmed et al., 2021, s. 2). Úkoly zaměřené na provádění více úkolů záraz jsou součástí ADL a pacienti s nimi mají velký problém obzvláště při chůzi, což jim následně brání v nezávislosti jak v domácím prostředí, tak i ve společnosti. Trénink zaměřující se na kombinaci více úkolů je tedy přínosný pro zlepšení posturální stability a dalších funkcí chůze a stejně tak při řešení různých problémů ADL (Jung a Oh, 2023, s. 1-2).

TUG má vynikající spolehlivost při použití u pacientů s CMP. Vykazuje dobrou konvergentní validitu, protože skóre dobře koreluje s jinými měřítky funkční mobility. Studie prokazují, že je TUG citlivý i na malé změny v základní funkční hybnosti u pacientů po CMP, což je důležité pro odborníky ve zdravotnictví, neboť na základě toho mohou dále upravovat terapii. Skóre TUG se může lišit podle použití pomůcky, která je však během testování dovolená, ale výsledný čas se může prodloužit až o 2 sekundy (Hafsteinsdóttir, Rensink a Schuurmans, 2014, s. 207-208).

Son a Park (2019, s. 38) ve své studii uvádí, že u hemiparetických pacientů se prodlužuje doba potřebná k otáčení, což může být způsobeno různými příčinami, jako je asymetrická chůze a oslabení svalů nohou či také strachem z pádu. Otáčení je nezbytné při vykonávání ADL a riziko pádu je při tomto pohybu 7,9x větší než při chůzi v přímém směru. Zároveň tito autoři potvrdili zjištění, že při TUG testu si pacienti po CMP volí převážně způsob otáčení se přes postiženou končetinu (tzn. že jako osu otáčení využijí postiženou končetinu, která tedy dá se říct zůstane ve stejné fázi a nepostižená končetina zastane fázi švihovou a musí udělat více kroků), neboť je to rychlejší způsob, než by tomu bylo naopak.

TUG test poskytuje informace o mobilitě a riziku pádu. Je spolehlivým a platným nástrojem pro měření mobility, ovšem hranice zvýšeného rizika pádu nejsou zcela ujasněny, neboť v několika studiích jsou uvedena různá časová rozpětí. I přes to je TUG praktický a spolehlivý a lze používat v každodenní praxi (Hofheinz a Schusterschitz, 2010, s. 832).

Hraniční čas, který zvyšuje riziko pádu stanovil Shumway-Cook, Brauer a Woollacott (2000, s. 901) na 14 sekund. Na rozdíl od něj Podsiadlo a Richardson (1991, s. 142-148) určili horní hranici 20 sekund, ovšem v jejich studii byli zařazeni i pacienti s širokou škálou neurologických onemocnění, kteří ze studie Shumway-Cook, Brauer a Woollacott (2000, s. 901) byli vyřazeni. Bastlová et al. (2015, s. 23) uvádí, že pokud TUG test u starších dospělých trvá více jak 12 sekund, jsou ohroženi vysokým rizikem pádu.

TUGkog ukazuje, že při přidání dalšího úkolu se prodlužuje čas potřebný k dokončení testu, a to i u zdravých osob. Nerovnoměrné rozložení výsledků TUG i TUGkog poukazuje na rozdílnou úroveň zautomatizování daného pohybu u měřených probandů (Hofheinz a Schusterschitz, 2010, s. 837).

Ahmed et al. (2003, s. 620-623) se ve své studii zaměřují na akutní až časnou subakutní CMP, kdy pacienty měří před zahájením rehabilitace, zhruba 8. den po prodělané příhodě a následně po třech měsících a ukazují prokazatelné zlepšení rychlosti. Pacienti jsou průměrného věku 67 let a v prvním měření zvládají TUG test za  $21 \pm 16,5$  s a po terapii se dostali na  $12 \pm 4,0$  s. Tyto výsledky ukazují signifikantní zlepšení v prvních třech měsících po příhodě, avšak stále podstatný rozdíl oproti zdravým probandům. Stejně tak i Bruyneel et al. (2022, s. 2-4) ve svém výzkumu zohledňují pacienty v subakutním stádiu po CMP (průměrně 2. měsíc a ve věku 64 let) a hodnotí TUG test za  $17,86 \pm 14,78$  s. Volba časné subakutní fáze (7 dní - 3 měsíce) je odůvodněna potenciálem motorického zotavení, které je v této fázi nejvyšší. Persson et al. (2014, s. 3-5) uvádí čas, za který pacienti ve věku 73 let zvládli TUG test v prvním týdnu po příhodě, jako  $17,00 \pm 11,00$  s, a následně po jednom roce za  $14,7 \pm 9,8$  s.

Jung a Oh (2023, s. 3-4) rozdělili pacienty ve věku 60 let, kteří byli cca 4 měsíce po CMP do dvou skupin, kdy kontrolní skupina měla klasickou rehabilitaci a experimentální skupina se zaměřovala na provádění více úkolů záraz během chůze, přesněji řečeno po dobu 4 týdnů trénovali 3x týdně 6MWT a každý týden s jiným úkolem (chůze s taškou přes rameno, s míčem v ruce, za použití deštníku a mávání s chrastítkem). Tyto úkoly sice nemusejí přesně souviset s ADL, ale představují náročnější úkoly, které vyžadují větší soustředění a kognitivní úsilí během chůze. Před zmíněnou terapií naměřili TUG test za  $27,30 \pm 9,97$  s a po čtyřech týdnech terapie se výsledek snížil na  $19,14 \pm 5,79$  s.



Pro porovnání uvádím výsledky pacientů měřených pro účely této diplomové práce, přičemž pacienti jsou v průměrném věku cca 70 let a v časném subakutním stádiu (měření 5.-10. den po příhodě v závislosti na přesunu z neurologické jednotky intenzivní péče (JIP) na rehabilitační oddělení). Průměrně zvládli TUG test za  $19,30 \pm 8,39$  s v klasické verzi a při TUGkog se jejich čas prodloužil na  $23,36 \pm 14,94$  s. Výsledky této práce poukazují na podobný časový rozptyl výše zmíněných studií u pacientů měřených v dřívějších stádiích, tedy až na studii Jung a Oh (2023, s. 3-4), kteří se na podobné hodnoty dostali teprve až po absolvování specifického tréninku. Výše uvedené studie se nesoustředily na verzi TUGkog, což může být dáno jeho náročností v časném stádiu, neboť i v této práci kognitivní úkol zvládlo jen pár probandů.

Pro přehled dále předkládám výsledky z chronických stádií, které by se zdravým probandům mohli blížit více než hodnoty časně po příhodě. Avšak v některých studiích je uvedeno, že po prvotním zlepšení během intenzivní terapie následuje spíše lehké zhoršení. Tato skutečnost může být vysvětlena tím, že když se pacienti dostanou do domácího prostředí, nemusejí se už tak intenzivně věnovat doporučenému cvičení a spíše si zvyknou na sedavější způsob života, který je následně může opět zpomalovat v chůzi (Ahmed et al., 2021, s. 11).

Pacienti po CMP ve studii od Hyun, Lee a Lee (2021, s. 9) jsou 3-6 měsíců po CMP a TUG test měřený před stanovenou intenzivní terapií se jim podařilo uskutečnit za  $20,85 \pm 7,83$  s a po předepsané terapii došlo ke zlepšení na  $16,69 \pm 7,91$  s.

Ahmen et al. (2021, s. 11-13) u probandů v chronickém stádiu CMP na začátku terapie naměřili čas TUG testu  $22,74 \pm 0,74$  s, následně se věnovali intenzivní terapii zaměřené na kontrolu trupu, a další měření proběhlo po 12ti týdnech s výsledky  $12,12 \pm 3,60$  s. Stejně tak zkoumali i zlepšení v TUGkog testu, kde se pacienti dostali z původních  $25,95 \pm 5,34$  s na  $14,95 \pm 5,41$  s. Ve své studii předpokládali, že pokud bude cvičení trupu prováděné s dostatečnou intenzitou a složitostí (prováděná společně s kognitivním úkolem a multiplanárními pohyby), mohly by zvýšit funkční výsledky a snížit riziko pádu, čímž tyto signifikantní výsledky prokázaly. I po intenzivní terapii jsou výsledky TUG testu stále 2x horší oproti zdravým probandům měřeným v této práci.

Bonnyaud et al. (2015, s. 75) také zkoumali rychlost TUG testu u pacientů v chronickém stádiu s průměrnou dobou 6 let po příhodě a ve věku probandů 50 let a došli k zajímavým výsledkům, které z těch, co jsem našla, se nejvíce přiblížili zdravé populaci s hodnotami  $9,7 \pm 4,3$  s. Tento v zásadě nejrychlejší čas, ze všech výše uvedených, může být vysvětlen

např. nejnižším věkem probandů, neboť s přibývajícím věkem se snižuje rychlost chůze a stejně tak přibývá i možný strach z pádů.

Následující studie, které se věnovaly zdravým probandům, přesněji řečeno starším křehčím osobám převážně ve věku 60-69, neboť v nižším věku probandů se studie daným tématem příliš nezabývají, uvádějí průměrný čas, za který byl TUG test (popř. jeho varianta s kognitivním úkolem) zvládnut, přičemž všechny prozkoumané studie dosahují podobných výsledků.

Bohannon (2006, s. 68) ve své popisné metaanalýze sloučil výsledky několika různých studií na dané téma a došel k závěru, že u zdravých probandů ve věku 60-69 let je průměrný výsledek TUG testu 8,1 s (pohyboval se v rozpětí 7,1-9,0). Svinøy et al. (2021, s. 336) na základě svých měření u zdravých probandů ve věku 60-70 let uvádí zvládnutí testu TUG za průměrný čas  $8 \pm 1,65$  s. Lusardi, Pellecchia a Schulman (2003, s. 18) prezentují průměrné hodnoty splnění testu za  $7,9 \pm 0,9$  s také u probandů ve věkové kategorii 60-69 let. Hofheinz a Schusterschitz (2010, s. 835) rovněž předkládají skóre v TUG za  $7,56 \pm 0,85$  s u zdravých probandů ve věku 60-69, dále navíc u těchto probandů hodnotili i TUGkog, kde naměřil  $8,70 \pm 1,46$  s. Shumway-Cook, Brauer a Woollacott (2000, s. 900) kromě klasické verze TUG, s průměrnými výsledky  $8,4 \pm 1,7$ , navíc také hodnotili i TUGkog s výslednou hodnotou  $9,7 \pm 2,3$  u probandů, kteří netrpí pravidelnými pády, tito probandi už ale dosahovali vyšší věkové kategorie a to 65-85 let.

Ohsugi et al. (2023, s. 720) se ve své studii zaměřili na zdravé dospělé probandy v průměrném věku okolo 20ti let a věnovali se převážně srovnání různých podmínek testování TUG (např. výška židle, provádění testu na chodbě vs v místnosti či lehké tempo vs rychlé zvládnutí testu). Ze studie jsem vybrala data rychlého zvládnutí testu na chodbě, což se nejvíce shoduje s provedením verze testu u probandů této práce, kdy probandi z této studie dokončili test s časem  $5,82 \pm 0,60$  s.

Zdraví probandi měření pro účely této diplomové práce se pohybovali ve věkové kategorii 47-68 let a s průměrnými hodnotami testu TUG  $5,78 \pm 0,73$  v klasickém provedení a  $6,61 \pm 0,84$  TUGkog. Z výsledků je tedy patrný lehký časový rozdíl, kdy zdraví probandi v této práci test zvládli v obou verzích rychleji než probandi ve věku starší 60ti let. Předpokládám, že je tomu tak právě díky nižší věkové kategorii těchto měřených probandů. Pouze jedna studie (Ohsugi et al., 2023) pracovala s mladými zdravými dospělými, a i přes to, že tito probandi byli pro změnu podstatně mladší než ti v této práci, tak jejich výsledky jsou prakticky totožné s těmi z měření pro tuto práci. Do budoucna by bylo třeba více podobných

studií té mé, které by také zohledňovaly zdravé probandy v nižším věku, aby bylo možno určit aktuální normativní data pro srovnání s různými onemocněními.

## 5.2 Diskuze k výzkumné otázce č. 2

Svalová slabost, změna svalového zapojení a koaktivace jsou běžné motorické deficity, které mohou být často výraznější v distálních částech těla, zejména pokud jsou do poranění zapojeny kortikospinální sestupné a vzestupné nervové dráhy. Motorické poruchy dolních končetin se podílí na ztížené schopnosti chůze, rychlosti chůze a na poruše statické i dynamické posturální kontrole (Hernández et al., 2021, s. 709-710).

Měření zotavení po mrtvici je náročné na hodnocení, neboť u pacientů po CMP převládá obrovská variabilita v rychlosti a stupni spontánního zotavení. Často se využívají hodnocení, která však získávají pouze jednoduché objektivní dichotomické hodnoty (např. závislý/nezávislý), dále různé stupně hodnocení - např. BI, Functional Independence Measure (FIM), nebo škály, které hodnotí globální deficit, např. NIHSS, které ovšem neslouží k vyhodnocení dynamického procesu zotavení motoriky a jen s malou pravděpodobností odhalí změny v reakci na konkrétní léčbu. Na základě toho je dle WHO třeba kromě stupně zdravotního postižení (impairment) měřit i míru disability (omezení činnosti) a handicap (omezení účasti).

Zotavení z hemiparézy se dostavuje postupně od proximálních svalů k distálním, a to jak na ruce, tak i na noze a návrat reflexů vždy předchází před návratem volných pohybů. V každém kloubu následně dochází nejprve k návratu flexe na horní končetině a extenze na dolní končetině (Gladstone, Danells a Black, 2002, s. 234). Pro celý cyklus chůze je z klinického hlediska velmi důležitá flexe kolene a dorziflexe hlezna, a to jak v sedě, tak i ve stoji. Tyto pohyby se obvykle objevují až v poslední fázi motorického zotavení, teprve až když je pacient schopen kontrolovaného pohybu kyčlí. Kontrolovaný pohyb kolene z flexe do extenze a naopak je třeba především, když dochází ke kontaktu paty se zemí (heel strike) a odlepení špičky od země (toe-off). Při nedostatečně kontrolovanému pohybu v koleni může dojít k jeho „podlomení“ a následnému pádu pacienta. Stejně tak i nedostatečná dorziflexe hlezna zhoršuje dopad paty (heel strike) na začátku stojné fáze a způsobuje nadměrnou plantární flexi během celé švihové fáze. Při zlepšení kontroly pohybu v koleni a hleznu dochází k prokazatelnému zlepšení v činnostech při chůzi, jako je např. zvládnutí chůze po schodech. Zlepšení skóre v oblasti kolen a hlezen tedy může napovědět celkovému zlepšení chůze u pacientů po CMP (Pandian, Arya a Kumar, 2016, s. 236-237).

Pro správně zvolenou terapii pacientů po CMP je třeba provést objektivní posouzení funkčního stavu pacienta, např. FMA apod. (Seo et al., 2020, s. 2).

### **5.2.1 Diskuze k hypotéze H<sub>04</sub> – FMA-LE**

FMA-LE znázorňuje spolehlivý nástroj pro hodnocení senzomotorického postižení v časném období po CMP, kdy dokáže vyhodnotit různé části těla a funkce, čímž by měl přímo souviset se schopností chůze. Podobně jako TUG představuje spolehlivé měření posturální stability a pohybů dolních končetin (Hernández et al., 2021, s. 710; Seo et al., 2020, s. 7-9). Slouží jako platný nástroj i k plánování a odhadu zlepšení během léčby či po ní (Kim et al., 2021, s. 84). Jednotné mezinárodní používání FMA-LE by umožnilo porovnávat výsledky zotavení po příhodě na celém světě, čímž by potenciálně mohlo zlepšit kvalitu rehabilitace u pacientů postižených CMP.

Tato hodnotící škála je uznávána jako zlatý standard v klinickém hodnocení a je doporučována i pro použití ve výzkumu. Tato stupnice obsahuje hodnocení reflexní aktivity, volných pohybů v rámci synergie i mimo ni, schopnost provádět izolované pohyby a koordinaci a je platná pro určení úrovně motorických funkcí u pacientů po CMP. V subakutním stádiu byla vylíčena vynikající spolehlivost v rámci jednoho i více hodnotitelů.

Pro dolní končetiny se FMA dělí na 5 podoblastí, do kterých patří motorické funkce, senzitivní funkce, posturální stabilita, rozsah pohybu kloubů a bolest kloubů. Položky v motorické oblasti se soustředí na pohyb dolních končetin v oblasti kyčle, kolene a kotníku, na koordinaci a reflexní činnost (Gladstone, Danells a Black, 2002, s. 232). Maximální skóre pro podkategorii dolních končetin je 28 bodů a pro rychlost/koordinaci 6 bodů. Celkový součet 34 bodů ukazuje na normální funkci a 0 představuje hemiplegii (Hernández et al., 2021, s. 710). Oblast čítí se hodnotí maximálně 12ti body. Rozsah pohybu v kloubech 20ti body a stejně tak i bolest v kloubech. Hodnocení provádí vyškolený fyzioterapeut v individuálním kontaktu s pacientem a vyšetření trvá zhruba 30 minut (Gladstone, Danells a Black, 2002, s. 232).

Na celkovém motorickém skóre FMA-LE se nejvíce podílí synergie flexorů a extenzorů a koordinace, tudíž by klinické změny v těchto oblastech měly mít podstatný vliv na celkové skóre FMA-LE (Nakazono et al., 2022, s. 130). Psychometrické vlastnosti senzitivní oblasti FMA jsou méně spolehlivé a v klinické praxi se tato oblast využívá jen zřídka i přesto, že je ztráta čítí prediktorem špatného funkčního zotavení po senzomotorické CMP (Sullivan et al., 2011, s. 428).

Kwong a Ng (2019, s. 2-3) ve svém výzkumu došli k závěru, že skóre 21 bodů a více z celkových 34 z motorické části FMA-LE představuje nejlepší hraniční skóre, které pro pacienty znamená lepší pohybové funkce. Do praxe tento poznatek přináší lepší rozřazení osob po CMP do kategorií s vyšší či nižší funkcí mobility, na základě které je možno optimálně navrhovat léčbu.

Wang et al. (2022, s. 3967-3971) zjišťovali účinek časně mobilizace u pacientů po CMP, kdy pacienty rozdělili do dvou skupin – u experimentální skupiny byla terapie zahájena již v rozmezí 24-48 hodin po příhodě a srovnávací skupina podstoupila terapii až po 72-96 hodinách od příhody. Hodnocení na základě FMA-LE bylo již 7. den terapie u experimentální skupiny prokazatelně lepší než u srovnávací skupiny. Pacienti se z celkových 28 bodů (kategorie E.) dostali z měření během 7. dne z  $9,34 \pm 4,78$  bodů na  $18,93 \pm 6,46$  po třech měsících. Pokrok je tedy významný, avšak oproti našim pacientům začínali na mnohem nižším bodovém skóre. Studie ukázala, že s dřívější mobilizací pacientů jsou i lepší klinické výsledky, snižují se komplikace způsobené pobytem na lůžku a snižuje se rozsah poškození infarktem.

Lee et al. (2018, s. 534-539) zkoumali využití vodního běžeckého pásu u pacientů cca 30 dní po příhodě, neboť tato technika jednak usnadňuje chůzi tím, že díky vztlaku snižuje tělesnou hmotnost, a navíc voda klade odpor, čímž tento trénink umožňuje kombinovat aerobní a odporové cvičení a zvýšit tak energetický výdej. Po 4 týdnech této specifické terapie došlo u pacientů k mírnému zlepšení z  $24,89 \pm 6,44$  bodů na  $27,61 \pm 5,24$  bodů.

Při měření již 6. den po příhodě Hernández et al. (2021, s. 711) naměřili celkové skóre kategorie E. a F. v rozpětí 26-31 bodů z 34. Nakazono et al. (2022, s. 128-129) se také věnovali pacientů v časném subakutním stádiu, přesněji hodnotili FMA-LE mezi 5. a 10. dnem po příhodě a došli téměř stejným výsledkům jako předešlá studie od Hernández et al. (2021). U pacientů hodnotili zvlášť oblast F. (koordinace), kde pacienti získali průměrně 4 body z 6. A za celkové hodnocení dolní končetiny (z maxima 34 bodů) sledovali hodnoty  $25,5 \pm 7,7$  bodů.

Pandian, Arya a Kumar (2016, s. 236-237) hodnotili u chronické CMP účinek terapie, kdy pacienti podstoupili rehabilitaci zaměřenou na posílení dolních končetin a trénink chůze a studie ukázala podstatné zlepšení z průměrných  $20,22 \pm 4,29$  před terapií na  $25,60 \pm 5,02$  po terapii. Zjištění ukázala, že změna skóre o 6 bodů může být považována za významnou změnu v kontextu zotavení dolních končetin. Kwong a Ng (2019, s. 3) také zjišťovali stav dolních končetin u pacientů 5 let po příhodě, kdy z celkových 34 bodů FMA-LE pacienti dosáhli na 22 bodů. Kim et al (2021, s. 86) prováděli FMA na pacientech 11 měsíců po CMP a jako jedni z mála se zaměřili na většinu jeho složek, kdy kategorie E. a F. byly hodnoceny  $20,13 \pm 6,09$  body, čítí se pohybovalo v rozpětí  $8,32 \pm 3,60$  bodů z 12, pasivní pohyb v kloubech

dolních končetin byl  $18,52 \pm 1,18$  bodů z 20 a bolest v kloubech dolních končetin představovala hodnotu  $19,35 \pm 1,23$  bodů z 20. Tyto výsledky představují významné hodnoty pro porovnání s touto prací, neboť i v našem výzkumu vyšla bolest oproti ostatním kategoriím jako nejméně signifikantní položka a můžeme tak tvrdit, že na problémy s chůzí bolest u pacientů po CMP nemá či má nejmenší vliv.

Pacienti měření pro účely této práce se v časném subakutním stádiu pohybovali v bodovém rozpětí v kategorii E.  $19,48 \pm 4,66$ , F.  $3,04 \pm 1,74$ , celkově motorické funkce  $22,52 \pm 5,95$ , dále v oblasti čítí H.  $10,39 \pm 1,67$ , pasivní pohyb v kloubech dolních končetin I.  $17,26 \pm 2,47$  a bolesti v kloubech dolních končetin J.  $19,78 \pm 0,60$  bodů. Výsledky našich pacientů v porovnání s dohledanými studiemi tedy vykazují podobné parametry.

Výsledky výše zmíněných studií zatím poukazují převážně na rozdílnost mezi časným subakutním stádiem a chronickým stádiem, kdy překvapivě pacienti v chronickém stádiu vykazovali nižší celkový počet bodů. Jak jsem již avizovala v diskuzi u předchozích hypotéz, tato skutečnost může být vysvětlena individuálním spontánním zotavením u každého jedince stejně jako velkou heterogenitou vzorku, neboť je na tom každý pacient po příhodě jinak (velké množství faktorů od místa léze po čas a typ léčby apod.), a stejně tak může velkou roli v rozdílnosti hrát i větší motivace ke zlepšení při pobytu v nemocni, kdy se pacienti těší na návrat domů, tak jako následný spíše sedavý klidnější způsob života v pozdějším věku a v následném časovém rozptylu od příhody.

Zdraví probandi v této práci dosáhli téměř plných bodových zisků: motorické funkce (kategorie E. a F.)  $33,35 \pm 0,93$  z 34, oblast čítí  $11,95$  z 12, pasivní pohyb v kloubech dolních končetin  $19,30 \pm 0,80$  z 20 a bolest v kloubech dolních končetin  $20$  z 20 bodů. Z těchto výsledků vyplývá, že by maximální bodový zisk mohl představovat standard pro zdravou populaci.

Maximální bodový zisk se v terapii využívá jako primární cílový bod nebo jako proměnná stratifikace závažnosti iktu, neexistují však normativní data pro zdravou populaci, se kterou by to bylo možné pacienty po CMP porovnat (Sullivan et al., 2011, s. 428). V hodnocení této hypotézy je další problém v tom, že v našem výzkumu byla použita modifikovaná verze FMA-LE přímo pro účely tohoto projektu – u zdravých probandů nebyla hodnocena reflexní činnost, a navíc byla přidána oblast svalové síly a TCT. Vzhledem k tomu, že jsem nenašla studie, které by srovnávaly pacienty po CMP se zdravými probandy jako v naší práci, popř. studie, které by prováděly hodnocení FMA-LE na zdravé dospělé populaci, předpokládáme, že maximální bodový zisk v jednotlivých kategoriích by měl představovat

normu zdravé populace. V budoucích výzkumech by bylo žádoucí stanovit tato normativní data jak pro pacienty po CMP, tak pro zdravou dospělou populaci, např. napříč věkovým skupinám.

Dalšími limity zkoumaných studií bylo různé uvádění výsledků měření, kdy studie buď uváděly celkové scóre FMA pro horní i dolní končetinu, což je pro účely této práce nepoužitelné, neboť se věnujeme pouze dolním končetinám. Anebo právě naopak byly určeny pouze průměrné hodnoty jednotlivých testovaných domén (např. flexe kyčle) bez celkového výsledného skóre dané kategorie, které jsme ovšem v této práci takhle jednotlivě nehodnotili.

Dalším problémem v rámci této stanovené hypotézy bylo porovnání času v kategorii F. koordinace rychlost, kdy jsme v našem výzkumu zkoumali i rozdíl v čase mezi provedením daného úkolu paretickou a neparetickou končetinou (popř. dominantní a nedominantní končetinou u zdravých probandů). Čas ve zkoumaných studiích není uváděn, zaznamenána je pouze hodnota z tříbodové stupnice o zvládnutí úkolu. Pro účely této práce tedy mohu porovnat pouze naše výsledky, kdy vyšel signifikantní rozdíl v tom, že neparetická končetina pacientů po CMP pohyb zvládla rychleji než ta paretická (v průměru o 6,02 s). Rozdíl v rychlosti mezi dominantní a nedominantní končetinou u zdravých probandů zas tak zásadní nebyl (v průměru 0,66 s). Avšak při porovnání rozdílu mezi končetinami u pacientů po CMP versus zdravých probandů je celkový výsledek signifikantní.

Pro hodnocení svalové síly jakožto v rámci našeho vyšetření FMA-LE bylo v tomto výzkumu použito vyšetření svalové síly dle Jandy (2004, s. 199-247), ovšem pro srovnání se zahraniční literaturou jsem bohužel nenašla odpovídající studie, a tak byla ke srovnání zvolena škála dle Medical Research Council (MRC), která se svým vyšetřením nejvíce blížila. Tato škála je běžnou a velmi uznávanou hodnotící stupnicí svalové síly a běžně se využívá u pacientů po CMP, u kterých se objevila svalová slabost v rámci hemiplegie. Stupně jsou rozvrženy od 0 po hodnotu 5 dle maximální očekávané síly pro určitý sval a stupně jsou podobné jako u vyšetření dle Jandy: 0 = žádná kontrakce, 1 = mihotavá kontrakce, 2 = aktivní pohyb s vyloučením gravitace, 3 = aktivní pohyb proti gravitaci, 4 = aktivní pohyb proti gravitaci a odporu a 5 = normální síla (ještě vyšší odpor než předcházející) (Kiper et al., 2021, s. 2).

Pacienti se v prvním týdnu po CMP dle stávajících studií nejčastěji pohybovali v rozmezí 2-3 svalové síly dolních končetin stejně jako pacienti měření v této práci (Smith, Barber a Stinear, 2017, s. 956-957; Chen et al., 2022, s. 3-5). Avšak pacienti v této práci byli hodnoceni celkovým scóre (maximálně 50 bodů), kterého dosáhli sečtením bodů ze všech vyšetřovaných skupin svalů dolních končetin a bohužel tyto data jsem ve studiích nenašla, stejně tak jako i pro zdravé pacienty, u kterých se předpokládají hodnoty svalové síly 4-5.

Pacienti po CMP v našem výzkumu dosáhli celkového počtu  $37,04 \pm 8,20$  bodů na rozdíl od zdravých probandů, kteří neměli ve svalové síle téměř žádná omezení s končnou hodnotou  $49,05 \pm 0,89$  bodů. Tyto hodnoty tedy ukazují na prokazatelný rozdíl mezi pacienty po CMP a zdravými probandy, kdy pacienti po CMP mají slabší dolní končetiny, což je následně může omezovat v chůzi, ať už se jedná o rychlost či výdrž.

Smith, Barber a Stinear (2017, s. 956-961) ve svém výzkumu uvádí pacienty 1 týden po CMP u kterých naměřili hodnotu mediánu TCT 49 bodů ze 100. Došli k závěru, že pacienti, kteří mají 1 týden po CMP dobrou kontrolu trupu, definovanou jako TCT >40, jsou schopni samostatné chůze 6 týdnů po příhodě. Kdežto pacienti s nižšími hodnotami (TCT <40) a tedy špatnou kontrolou trupu byli schopni samostatné chůze až v období 12ti týdnů po příhodě a to jen v případě, že na základě hodnocení MRC měli extenzi kyčle 3 a více. Nakonec u pacientů s hodnotami nižšími než TCT <40 a extenzí v kyčli 2 a méně týden po mrtvici, se předpokládalo, že i po 12ti týdnech po CMP budou v chůzi závislí. Balkan et al. (2019, s. 361-363) hodnotili TCT již 3. den po příhodě a dostali průměrných hodnot  $55,98 \pm 30,23$  bodů z celkových 100. Duarte et al. (2002, s. 268-271) prováděli TCT až 15. den po příhodě a jejich průměrné hodnoty byly  $76,4 \pm 24$  bodů, které tedy z výše uvedených představují nejlepší skóre a také nejvíce podobné našim pacientům. Zajímavé v jejich výzkumu bylo, že se pacienti prokazatelně hůře otáčeli na zdravou stranu než naopak, což lze vysvětlit obtížnější mobilitou postižené poloviny těla. V této práci jsme však hodnotili celkové skóre a nevěnovali jsme pozornost jeho jednotlivým položkám. Došli také k výsledkům, že čím lepší kontrolu trupu pacienti budou mít, tím delší vzdálenosti chůze a vyšší rychlosti dosahují.

Pacienti po CMP v tomto výzkumu dosahují lehce vyšších hodnot, tedy  $72,70 \pm 23,98$  bodů, což může představovat vyšší schopnost chůze v pozdějších dnech. Ve srovnání se zdravými probandy, kteří v tomto testu netrpěli žádnými obtížemi a všichni dosáhli plného počtu bodů, tedy 100, mají pacienti po CMP ještě odchylky, ovšem byli měřeni v časném subakutním stádiu, a tak je s jejich výsledky zatím i pravděpodobnost dalšího zlepšení.

### **5.3 Diskuze k výzkumné otázce č. 3**

Hodnocení schopnosti chůze pomocí trojrozměrných kinematických a kinetických zařízení umožňuje komplexní hodnocení a představuje zlatý standard, avšak se také pojí s vysokými náklady, časovou náročností a obtížemi při interpretaci výsledků a také problémy s dostupností v klinické praxi, což následně brání rutinnímu klinickému používání (Hessam et al., 2018, s. 993).



Nové technologické pokroky umožňují porovnat klasickou rehabilitaci se špičkovými technologickými přístupy. Např. robotická zařízení mohou usnadnit zotavení související s plasticitou díky zvýšené senzorycké zpětné vazbě a podpory motorického systému. Robotická zařízení jsou vhodná k intenzivnímu motorickému tréninku zaměřenému na různé úkoly při pohybu končetin pacienta pod dohledem fyzioterapeutů, což posiluje běžnou rehabilitaci (Calafiore et al. 2022, s. 2). Přínosem robotické rehabilitace je jejich potenciál stimulovat reorganizaci v centrálním nervovém systému, což může zlepšit motorickou kontrolu dolních končetin a stereotyp chůze (Patterson, 2008, s. 2).

Analýza chůze se využívá k posouzení různých vzorců chůze při funkčních omezeních, např. při neurologických či ortopedických onemocnění. Využívá se pro hodnocení změn a interpretaci časoprostorových charakteristik chůze (př. rychlost chůze, doba kroku, délka kroku či šířka kroku) a může sloužit i jako předpověď rizika pádů. Časově a finančně je však náročnější oproti klinickým testům chůze a nemusí být zcela přenositelná do podmínek každodenního života. Většina testů se provádí v kontrolovaných podmínkách a převážně v laboratořích (některé jsou však i přenosné a umožňují hodnocení mimo laboratoř), což představuje chůzi po rovném chodníku, kdežto podmínky volného života zahrnují různé terény a překonávání překážek, což podporuje lokomoční adaptace včetně změny polohy končetin a zrychlení (Donath et al., 2016, s. 2).

Analýza chůze na různých běžeckých páslech umožňuje ve srovnání s hodnocením chůze při klinických testech chůze na zemi kontinuální způsob chůze, kdy je možno měřit několik po sobě jdoucích kroků na menší ploše a v kratším časovém úseku díky snímačům zabudovaným v pásu. I přes tyto výhody není tento způsob analýzy chůze vždy vnímán rovnocenně s chůzí po zemi, neboť to pro mnohé může představovat značné rozdíly (Van Bladel et al., 2022, s. 2).

### **5.3.1 Diskuze k hypotéze H<sub>05</sub> – subjektivně zvolená rychlost**

Rychlost chůze představuje podstatný, citlivý a spolehlivý ukazatel závažnosti deficitu a funkční schopnosti chůze ve společnosti (Rose et al., 2017, s. 1067). Oproti zdravým probandům vykazují pacienti po CMP pomalejší rychlost chůze (Cleland a Madhavan, 2021, s. 2). Běžecské pásy, na kterých si probandi mohou sami určit zvolenou rychlost, podporují přirozenější vzor chůze ve srovnání s předem danou pevnou rychlostí (Van Bladel et al., 2022, s. 2).

Van Bladel et al. (2022, s. 8) zkoumali, zda je rozdíl v rychlosti chůze pacientů po příhodě, když si ji sami zvolí versus, když jim bude stanovena pevně daná a došli

k výsledkům, že při samostatně zvolené rychlosti chůze pacienti volili větší rychlost chůze (v průměru  $0,92 \pm 0,27$  m/s) než když ji měli pevně danou. Pacienti však byli oproti našim měření hodnoceni v chronickém stádiu CMP.

Patterson (2008, s. 5-11) u pacientů v chronickém stádiu po CMP upozoroval rychlost chůze  $0,55 \pm 0,26$  m/s na začátku měření. Pacienti v této studii následně podstoupili šestiměsíční aerobní tréninkový program na běžícím pásu a při opětovném měření se dostali na hodnoty  $0,64 \pm 0,28$  m/s v pohodlném tempu rychlosti chůze. Nižší rychlost chůze pacientů v této studii oproti zdravým probandům může být vysvětlena i vyšším věkem probandů (v průměru 64 let), neboť je obecně známo, že starší dospělí volí převážně nižší rychlost chůze.

Tyrell et al. (2011, s. 395-399) také hodnotili u pacientů v chronické fázi CMP pohodlnou a maximální rychlost chůze. Při pohodlné volbě rychlosti dosáhli pacienti  $0,69 \pm 0,19$  m/s a v maximální rychlosti získali rychlost  $1,08 \pm 0,23$  m/s. Při těchto měření zjistili, že se zvyšující se rychlostí se prodlužuje délka kroku a celkově se zlepšuje asymetrie délky kroku. Vyšší rychlost chůze také prodloužila dobu jedné opory a snížila dobu dvojí opory, což je další typická asymetrie u pacientů po CMP (zvýšená doba dvojí opory a snížená doba jednooporové fáze). Trénink chůze v rychlejším tempu tedy představuje možnost, jak natrénovat symetričtější vzorec chůze.

Rose et al. (2017, s. 1070-1071) se ve svém výzkumu zaměřili výhradně na rychlost chůze, kdy pacienti 63 dní po CMP dosáhli maximální rychlosti  $1,84 \pm 0,78$  m/s. Tito pacienti byli tedy časově nejbližší pacientům měřeným pro náš výzkum.

Pacienti po CMP měření v tomto výzkumu si volili průměrnou pohodlnou rychlost  $0,99$  m/s  $\pm$   $0,38$  m/s a s maximální možnou rychlostí se dostali na hodnoty  $1,30$  m/s  $\pm$   $0,55$  m/s. V porovnání s předchozími studiemi jsou výsledky subjektivně zvolené rychlosti chůze podobné, přesto však naši pacienti jsou měřeni 5.-10. den po příhodě a většina uvedených studií se zaměřuje na pacienty v chronickém stádiu CMP, kromě Rose et al. (2017, s. 1070-1071), který hodnotil subakutní stádium a ve srovnání s jeho výsledky vykazovali naši pacienti pomalejší rychlost chůze při měření maximální zvolené rychlosti, což může pro naše pacienty předpovídat zlepšení v dalších dnech. Limity těchto studií jsou především stádia mozkové příhody, kdy většina dohledaných studií se zaměřila na pacienty v chronickém stádiu, porovnání s našimi pacienty tedy není zcela přesné. Můžeme však orientačně porovnat chronické stádium se zdravými probandy, kde však stále vidíme značný rozdíl v rychlosti chůze. Otázkou je, zda v tomto pozdním stádiu, několik let po příhodě, můžeme ještě dosáhnout lepší výsledků či už pacienti dosáhli svého maxima v dřívějším stádiu při intenzivní rehabilitaci. Horší výsledky v chronickém stádiu mohou být dané i tím, že v časných stádiích

CMP probíhá nejintenzivnější terapie a pacienti se díky ní dostanou do svého funkčního maxima a když se dostanou zpět domů a jsou již ve vyšším věku, tak se ne všichni zcela věnují intenzivnějšímu způsobu života, spíše si zvyknou na poklidné „stáří“ a když jsou např. po 5ti letech osloveni do výzkumu, tak jsou jejich výsledky kolikrát i horší než po dokončené terapii v subakutním stádiu.

McCain et al. (2008, s. 689-689) se věnoval zdravým probandům a pacientům v chronickém stádiu po CMP a srovnával jejich rychlost chůze v pohodlném tempu podobně jako v naší práci. Pacienti po CMP dostali výsledků  $1,1 \pm 0,3$  m/s a zdraví probandi šli rychlostí  $1,83 \pm 0,19$  m/s.

Donath et al. (2016, s. 2-4) se jako jedni z mála věnovali chůzi u zdravých probandů, které hodnotili v pohodlné i ve vysoké rychlosti podobně jako v našem výzkumu. Normální rychlost si volili okolo  $1,04 \pm 0,17$  m/s a vysoká rychlost byla  $1,21 \pm 0,20$  m/s. Vysoká rychlost v této studii však nebyla definována jako maximální možná, pouze jako o 15% vyšší než normální pohodlná rychlost, což může vysvětlit nižší výsledky oproti našim zdravým probandům.

Zdraví probandi v tomto výzkumu si volili pohodlnou rychlost  $2,73$  m/s  $\pm$   $0,41$  m/s a maximální možnou rychlost chůze  $4,43$  m/s  $\pm$   $0,74$  m/s. Rozdíl oproti pacientům po příhodě je značný, avšak naši zdraví probandi byli nižšího věku, než pacienti po CMP a bez jakýchkoliv omezení, navíc většina probandů měla s pásem zkušenosti z volnočasových aktivit, a tak chtěli dosáhnout co nejlepších výsledků. Data našich zdravých probandů by mohly sloužit jako normativní data zdravé dospělé populace, neboť je těžké takové dohledat.

Pacienti po CMP byli ve většině případech jištěni vestou, což může zkreslovat analýzu chůze. I někteří zdraví probandi, především ti pro které to byla první zkušenost na běžeckém pásu, se přidržovali madel, opět to může zvýšit jejich rychlost a prodloužit délku kroku.

### **5.3.2 Diskuze k hypotéze H<sub>06</sub> – časoprostorové parametry chůze**

Typické u pacientů po CMP je delší délka kroku a doba švihové fáze a kratší dobu stojné fáze na paretické končetině oproti neparetické končetině či zdravé populaci. Časoprostorové asymetrie vznikají převážně kvůli zhoršené opoře a hybnosti paretické končetiny, což se následně projeví i v celkové posturální stabilitě (Cleland a Madhavan, 2021, s. 2). Dále u pacientů po CMP vznikají typické kinematické odchylky, mezi které se nejčastěji řadí snížená flexe kolene během švihové fáze a nedostatečná extenze kyčle při konečném stoji na paretické končetině v sagitální rovině. Ve frontální rovině je to především cirkumdukce končetiny

a vytažení kyčle na paretické straně ve švihové fázi krokového cyklu (Tyrell et al., 2011, s. 393).

Van Bladel et al. (2022, s. 2-4) se u svých probandů (pacienti cca 40 měsíců po CMP) zaměřili na základní časoprostorové parametry chůze, kde naměřili kadenci  $103,04 \pm 15,62$  kroků/min, šířku kroku  $21 \pm 4$  cm, délku paretického kroku  $55 \pm 11$ , délku neparetického kroku  $52 \pm 10$ . Fáze krokového cyklu byly u těchto pacientů rozděleny na  $63,40 \pm 2,36$  % stojné fáze paretické končetiny vs  $69,38 \pm 3,05$  % stojné fáze neparetické končetiny, což představuje rozdíl v zatížení ve stojné fázi krokového cyklu mezi paretickou neparetickou končetinou, kdy mají pacienti po CMP kratší stojnou fázi na paretické končetině v důsledku nestability paretické končetiny. Švihová fáze paretické končetiny představuje  $36,60 \pm 2,36$  % a neparetické končetiny  $30,67 \pm 3,05$  %, prodloužení paretického švihu oproti zdravé končetině je dáno sníženou hybností postižené končetiny. Fáze dvojí opory u pacientů po CMP zaujímá  $32,76 \pm 3,47$  %, jednooporová fáze paretické končetiny  $30,68 \pm 3,04$  % a jednooporová fáze neparetické končetiny  $36,59 \pm 2,34$  %.

Cleland a Madhavan (2021, s. 5) se zabývali pacienty v chronickém stádiu onemocnění, u kterých měřili časoprostorové parametry chůze před a po čtyřtýdenním vysoce intenzivním tréninku chůze na běžeckém pásu. Sice jsou pacienti oproti našim probandům měřeni v chronickém stádiu, ale uvádím zde výsledky před a po terapii, neboť by se právě ty výsledky po terapii měly více blížit zdravým probandům. U pacientů v této studii byla délka paretického kroku před terapií  $50,8 \pm 9,5$  cm a po terapii  $54,2 \pm 10,4$  cm, délka neparetického kroku před terapií  $45,5 \pm 9,2$  cm a po terapii  $49,3 \pm 9,6$  cm. Po terapii tedy došlo k nárůstu délky kroku obou končetin, což následně může i zvýšit rychlost chůze. Švihová fáze paretické končetiny představovala před terapií  $35,8 \pm 4,2$  % a po terapii  $37,4 \pm 4,1$  % versus švihová fáze neparetické končetiny před terapií  $25,0 \pm 4,5$  % a po terapii  $25,9 \pm 4,1$  %. Výsledky ukazují delší švihovou fázi na paretické končetině oproti neparetické, což může být dáno její zhoršenou hybností či ztuhlostí.

Munari et al. (2018, s. 410-415) také porovnávali časoprostorové parametry chůze u pacientů v chronickém stádiu CMP před a po vysoce intenzivním tréninku chůze na běžeckém pásu, který probíhal až 3 měsíce, a ve kterém přidali trénink chůze po nakloněné rovině, tedy do kopce. Délka kroku (stride) před terapií byla  $103,47 \pm 14,71$  cm a po terapii se prodloužila na  $106,87 \pm 14,81$  cm. Délka paretického kroku se během terapie prodloužila z  $47,54 \pm 8,04$  cm na  $49,40 \pm 8,40$  cm. Délka neparetického kroku byla oproti paretické končetině větší a během terapie se nijak nezměnila ( $53,48 \pm 7,98$  versus po terapii  $53,43 \pm 7,40$ ). Kadenci pacienti vykazovali pacienti před terapií  $94,19 \pm 6,31$  kroků/min a po terapii došlo k lehkému

snížení, předpokládanému díky prodloužení kroku, na  $92,09 \pm 7,36$  kroků/min. Zlepšení parametrů chůze vysvětlují délkou a intenzitou tréninku a stejně tak i tím, že podstatnou roli hrál sklon pásu. Dále uvádí, že trénink na běžeckém pásu má vliv na symetričtější vzor chůze, kterého zde bylo dosaženo především prodloužením paretického kroku.

Patterson (2008, s. 5-11) u pacientů v chronickém stádiu také zkoumal vliv aerobního tréninkového programu na běžeckém pásu, který trval 6 měsíců. Kadence se u pacientů prodloužila z  $81,0 \pm 16,3$  kroků/min na  $86,0 \pm 16,4$  kroků/min. Délka kroku (stride) se během terapie prodloužila z  $78,4 \pm 28,7$  cm na  $87,0 \pm 30,0$  cm. K prodloužení došlo i u paretického kroku z hodnot před terapií  $41,7 \pm 13,0$  cm na  $46,5 \pm 12,9$  po terapii a stejně tak i u délky kroku neparetické končetiny (z  $36,4 \pm 16,6$  cm na  $40,1 \pm 18,1$  cm). Stojná fáze paretické končetiny se snížila z původních  $66,2 \pm 5,0$  % na  $64,3 \pm 5,3$  % a můžeme tak po terapii předpokládat stabilnější paretickou dolní končetinu. Neparetická stojná fáze se pohybovala před i po terapii na podobných hodnotách ( $76,2 \pm 7,6$  % versus  $75,1 \pm 7,9$  %). Fáze dvojí opory se po terapii snížila z  $42,4 \pm 11,5$  na  $39,5 \pm 11,9$  což může opět představovat větší jistotu paretické končetiny. Švihová fáze opět vykazuje typický vzor pro pacienty po CMP a tedy, že paretická končetina má delší švih jak neparetická. Švihová fáze paretické končetiny se dostala z  $33,8 \pm 5,0$  % na  $35,7 \pm 5,3$  % a u neparetické končetiny výsledky nebyly zas až tak výrazné ( $23,8 \pm 7,6$  % versus  $24,9 \pm 7,9$  %).

Trénink chůze na běžeckém pásu tedy představuje zlepšení chůze u pacientů v chronické fázi CMP. U pacientů došlo k prodloužení délky kroku, což následně zlepšuje funkčnost paretické dolní končetiny. Prodloužená délka kroku může být způsobena i zvýšením rozsahu pohybu v kloubech dolní končetiny. Prodloužení délky paretického kroku umožňuje lepší pohyb těla vpřed (propulzi), což vede z prodloužení i neparetického kroku. Po terapii došlo k významnému snížení paretického stoje i paretického švihu a fáze dvojí opory, která představuje důležitý ukazatel pro zlepšení kontroly posturální stability (Patterson, 2008, s. 5-11).

Zdraví probandi ve studii od Donath et al. (2016, s. 4) vykazovali délku dvojkroku  $118$  cm,  $8 \pm 13,8$  cm, kadenci  $105,5 \pm 12,4$  kroků/min a čas dvojkroku  $1,15 \pm 0,12$  s. Do budoucna by bylo třeba více studií, které by hodnotily chůzi i u zdravých mladých probandů, aby bylo dostatek dat, které by mohly sloužit jako normativní data pro srovnání s pacienty různých onemocnění.

Základní časoprostorové parametry chůze u pacientů po CMP měření v našem výzkumu byli dosti podobné předcházejícím studiím i přes rozdílnost hodnoceného stádia onemocnění. Kadence u našich pacientů dosahovala  $67,74$  kroků/min, byla tedy podstatně nižší ve srovnání

s předchozími studii. Délky dvojkroku a kroku se s předchozími studii také neshodují, což může být dáno rozdílností hodnotícího přístroje. Délka paretického kroku u našich pacientů po CMP byla  $27,22 \text{ cm} \pm 9,11 \text{ cm}$  a délka neparetického kroku  $23,70 \text{ cm} \pm 11,82 \text{ cm}$ . Délka dvojkroku představovala  $50,91 \text{ cm} \pm 16,73 \text{ cm}$ . Šířku kroku měli pacienti po CMP  $10,61 \text{ cm} \pm 2,52 \text{ cm}$ . Stojná fáze paretické končetiny představovala  $66,25 \% \pm 3,29 \%$ , oproti ní byl neparetický stoj o něco delší  $71,87 \% \pm 4,37 \%$ . U švihové fáze tomu bylo naopak, tedy paretický švih byl delší jak neparetický ( $32,66 \% \pm 5,11 \%$  versus  $27,52 \% \pm 4,78 \%$ ). Dvojoporová fáze byla u pacientů po CMP  $38,22 \% \pm 4,95 \%$ . Jednooporová fáze paretické končetiny představovala  $50,80 \text{ mm} \pm 25,52 \text{ mm}$ , která byla oproti neparetické jednooporové fázi kratší ( $65,65 \text{ mm} \pm 22,36 \text{ mm}$ ).

Zdraví probandi měření v této diplomové práci ve srovnání s našimi pacienty po CMP vykazovali vyšší kadenci ( $93,30 \pm 8,57$  kroků/min), která může souviset s podstatně vyšší rychlostí našich zdravých probandů. Délka dvojkroku byla zdravých probandů delší ( $98,35 \text{ cm} \pm 11,97 \text{ cm}$ ). A stejně tak i délka kroku dominantní i nedominantní končetiny byla delší ( $49,20 \text{ cm} \pm 6,47 \text{ cm}$  a  $49,15 \text{ cm} \pm 5,56 \text{ cm}$ ), což je vlastně i cílem v terapii chůze, aby se u pacientů po CMP prodloužila délka kroku. Šířka kroku našich zdravých probandů byla téměř shodná s těmi po příhodě ( $11,35 \text{ cm} \pm 3,65 \text{ cm}$ ). Stojná fáze zdravých probandů představovala symetrický standard, tedy  $64,99 \% \pm 1,73 \%$  podobně na obou končetinách, oproti pacientům po CMP, kteří oproti zdravým probandům prodlužují stojnou fázi na obou končetinách a na neparetické ještě podstatně více, neboť paretická končetina tento stoj rovnovážně zvládá hůře. Švihová fáze zdravých probandů se pohybovala opět v téměř klasickém rozložení krokového cyklu, tedy na obou končetinách téměř shodně  $35,01 \% \pm 1,73 \%$ , oproti pacientům po CMP o něco delší švih, kdy předpokládáme souvislost i s větší délkou kroku. Zdraví probandi vykazují kratší fázi dvojí opory ( $29,26 \% \pm 3,34 \%$ ), neboť pacienti po CMP hůře ovládají posturální stabilitu a ve fázi dvojí opory jsou stabilnější než v jednooporové fázi, proto se u nich prodlužuje. Jednooporová fáze opět shodná pro obě končetiny u zdravých probandů byla až dvakrát delší ve srovnání s pacienty po CMP, tedy  $97,61 \text{ mm} \pm 20,92 \text{ mm}$ .

## 5.4 Přínos pro praxi

Výsledky této práce vyšly statisticky signifikantně, čímž můžeme říci, že mohou být použity pro další účely, neboť v dohledaných studiích se autoři soustředí především na pozdější stádia onemocnění a v časně subakutní fázi CMP jsou pacienti hodnoceni jen zřídka, přičemž právě brzká stádia představují největší potenciál pro zlepšení, na rozdíl např. od chronických – jak již

bylo v této práci uvedeno, kdy pacienti v chronickém stádiu (v rámci let po příhodě) vykazovali v terapii spíše horší výsledky než pacienti v časnější fázi.

Hodnocení chůze pomocí klinických testů představuje jednoduchý způsob analýzy chůze, který se využívá k hodnocení terapie, může napomoci k stanovení doby propuštění z nemocnice, k zjištění funkčního stavu pacienta či odhalení rizik pádů.

Analýza chůze na chodícím páse Zebris se zabudovanou tlakovou plošinou byla jak pro zdravé probandy, tak i pro pacienty po CMP něco nového a zajímavého, což může posilovat jejich motivaci ke zlepšení. U zdravých probandů se jednalo především o podobný vjem, jako když si jdou zaběhat na běžící pás, a tak se snažili dosáhnout co nejlepších výsledků. Pacienti po CMP, kteří byli limitováni v chůzi, si díky závěsnému systému mohli znovu vyzkoušet a natrénovat vjem z normální chůze. Výhodou analýzy chůze na chodícím páse Zebris se zabudovanou tlakovou plošinou je vyhodnocení velkého množství parametrů chůze během krátkého času, usnadnění práce fyzioterapeuta, který může lépe korigovat správný stereotyp chůze a možnost chůze na delší vzdálenost bez potřeby velkého prostoru k tomu. Nevýhodou je samozřejmě pořizovací cena a ne zcela srovnatelný vjem z chůze jako při chůzi po zemi.

Výsledky této práce prokázaly podstatný rozdíl v chůzi mezi zdravými probandy a pacienty po CMP ve všech hodnocených parametrech a data zdravých probandů mohou tedy složit jako normativní data pro zdravou dospělou populaci a představovat tak fyziologickou normu parametrů chůze. Stejně tak data pacientů po CMP představují typické odchylky v chůzi při tomto onemocnění. Přínosem pro praxi je tedy potvrzení všeobecně uváděných parametrů chůze typických u pacientů po CMP, na které je třeba následně konkrétně zaměřit terapii (snížená rychlost, asymetrie délky kroku, porucha koordinace a posturální stability apod.).

## **5.5 Limity studie**

Tato práce má několik limitů. Především se jedná o nedostatečné množství literatury k porovnání, neboť jak již bylo zmíněno, většina uvedených studií byla měřena na pacientech v chronickém stádiu. Dalším limitem je, že neexistují normativní data zdravé dospělé populace pro všechna měření, které jsme v této práci používali. Rozdílu v chůzi mezi zdravými probandy a pacienty po CMP se dosud nevěnovalo zase až tolik studií, neboť se většina spíše soustředí na pokrok v rámci stanovené terapie. Stejně tak parametry ze Zebrisu nebylo jednoduché srovnat s ostatní literaturou, protože existuje několik různých druhů chodících pásů, které mohou fungovat či analyzovat chůzi na odlišných principech.

Limitem také může být různá věková kategorie, kdy zdraví probandi byli oproti pacientům po CMP mladší, což mohlo už tak lepší výsledky ještě přilepšit, neboť s vyšším věkem se např. snižuje rychlost chůze a další parametry chůze. Zároveň pacienti po CMP představují velmi heterogenní skupinu od samostatně chodících, kteří v některých testech (např. 10MWT) měli podobné výsledky jako zdraví probandi, po pacienty, kteří byli schopni chůze pouze ve vysokém chodítku. Pro budoucí práce by bylo přínosné porovnávat pacienty v podobném funkčním stavu např. pouze v jedné kategorii FAC.

Výsledky na chodícím páse se zabudovanou tlakovou plošinou Zebris mohou být zkresleny u pacientů po CMP i u zdravých probandů oporou během měření, kdy pacienti po CMP neschopni samostatné chůzi byli jištěni v závěsu a zdraví probandi, pro které to byla první zkušenost s chodícím pásem (i po cca 5minutové zkušební chůzi), při měření používali oporu madel, což může následně např. prodloužit krok. Limitem může být také rozdílnost podmínek měření jednotlivých testů, kdy zdraví probandi byli měřeni na rehabilitačním oddělení Znojenské nemocnice, kdežto pacienti po CMP v Kineziologické laboratoři ve FNOL.



## Závěr

V rámci této práce bylo hlavním cílem srovnat parametry chůze mezi zdravými probandy a pacienty po CMP, kdy výsledky potvrzují rozdíl a uvádí typické asymetrie v chůzi u pacientů po CMP. V přehledu poznatků byly shrnuty základní údaje o CMP a charakteristikách chůze u těchto pacientů, stejně jako možnosti, jak tyto odchylky analyzovat. V praktické části této práce byly následně potvrzeny typické deficity chůze u pacientů po CMP, které se od zdravých probandů liší, neboť chůze zdravých probandů by měla představovat fyziologickou normu.

Z výsledků je patrné, že mezi zdravými probandy a pacienty v časném subakutním stádiu po CMP je značný rozdíl ve všech parametrech chůze. Konkrétně FAC kategorie ukázala, že zdraví probandi nejsou nijak v chůzi limitováni, kdežto pacienti po CMP v časném subakutním stádiu ve většině případech potřebují k chůzi pomůcky či jinou pomoc. Pomocí 10MWT jsme zjistili značný rozdíl v rychlosti chůze, který slouží jako prediktor schopnosti chůze v pozdějších stádiích. TUG test nám ukázal, že mají pacienti problémy s posturální kontrolou, se kterou se pojí zvýšené riziko pádů, výrazněji ještě při přidání kognitivního úkolu, čímž by dvojúkolový trénink pro tyto pacienty mohl být velmi přínosný. Vyšetření pomocí FMA-LE prokázalo, že na problémech s chůzí se podílí i senzomotorický deficit, konkrétně snížené motorické funkce, zhoršená koordinace, poruchy čítí, omezené rozsahy pohybu a nižší svalová síla. Bolesti v kloubech dolních končetin pacienty dle našeho výzkumu během chůze překvapivě nelimitují. Na chodícím páse si pacienti po CMP subjektivně volili nižší rychlost chůze, přičemž v tomto brzkém stádiu většina z nich nebyla schopna chůze v maximální rychlosti. Z hodnocení časoprostorových parametrů chůze jasně vyplývá, že pacienti po CMP mají oproti zdravým probandům kratší krok i dvojkrok, delší dobu stojné fáze a kratší švihovou fázi, která může souviset s kratším krokem. Celkově pacienti po CMP vykazovali zkrácení paretického stoje a prodloužení paretického švihu oproti neparetickým končetinám. Oproti zdravým probandům dále pacienti po CMP vykazovali delší dobu dvojí opory a kratší jednooborovou fázi, neboť je to pro ně méně stabilní, a tedy i hůře ovladatelná pozice.

Závěrem lze říct, že pacienti v časném subakutním stádiu CMP vykazují podstatně horší výsledky oproti zdravým probandům, avšak v tomto stádiu se nejvíce uplatňuje neuroplasticita a svoji roli hraje i spontánní zotavení, čímž je u těchto pacientů velký předpoklad zlepšení v následujících dnech až měsících, neboť byli měřeni před začátkem jakékoliv intervence a čeká je tedy ještě intenzivní rehabilitace doplněná i o robotickou rehabilitaci chůze. Je totiž patrné, že čím dříve tito pacienti s terapií začnou, tím lepší funkční výsledky se objeví v následném subakutním a chronickém stádiu. Pro budoucí práce by tedy následně mohlo být přínosné

sledovat změny parametrů chůze těchto pacientů po ukončené terapii a následně je znovu srovnat se zdravými probandy.

## Referenční seznam

Academy of Neurologic Physical Therapy. 2018. CORE MEASURE: 10 METER WALK TEST (10mWT). *The Journal of Neurologic Physical Therapy (JNPT)* [online]. **42**(2), 1-3 [cit. 2024-04-18]. Dostupné z: [https://www.neuropt.org/docs/default-source/cpgs/core-outcome-measures/core-measure-10-meter-walk-test-\(10mwt\)\\_final.pdf](https://www.neuropt.org/docs/default-source/cpgs/core-outcome-measures/core-measure-10-meter-walk-test-(10mwt)_final.pdf)

AHMED, S., MAYO, N. E., HIGGINS, J., SALBACH, N. M., FINCH, L., WOOD-DAUPHINÉE, S. L. 2003. The Stroke Rehabilitation Assessment of Movement (STREAM): A Comparison With Other Measures Used to Evaluate Effects of Stroke and Rehabilitation. *Physical Therapy* [online]. 2003-07-01, **83**(7), 617-630 [cit. 2024-04-25]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/83.7.617

AHMED, U., KARIMI, H., AMIR, S., AHMED, A. 2021. Effects of intensive multiplanar trunk training coupled with dual-task exercises on balance, mobility, and fall risk in patients with stroke: a randomized controlled trial. *Journal of International Medical Research* [online]. **49**(11), 1-20 [cit. 2023-10-09]. ISSN 0300-0605. Dostupné z: doi:10.1177/03000605211059413

ALONSO, A. C., BRECH, G. C., BOURQUIN, A. M., GREVE, J. M. D. 2011. The influence of lower-limb dominance on postural balance. *Sao Paulo Medical Journal* [online]. **129**(6), 410-413 [cit. 2023-11-30]. ISSN 1516-3180. Dostupné z: doi:10.1590/S1516-31802011000600007

AMATACHAYA, S., KWANMONGKOLTHONG, M., THONGJUMROON, A., BOONPEW, N., AMATACHAYA, P., SAENSOOK, W., THAWEEWANNAKIJ, T., HUNSAWONG, T. 2020. Influence of timing protocols and distance covered on the outcomes of the 10-meter walk test. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2020-12-01, **36**(12), 1348-1353 [cit. 2024-04-25]. ISSN 0959-3985. Dostupné z: doi:10.1080/09593985.2019.1570577

ANDERSSON, Å., KAMWENDO, K., SEIGER, Å., APPELROS, P. 2006. HOW TO IDENTIFY POTENTIAL FALLERS IN A STROKE UNIT: VALIDITY INDEXES OF 4 TEST METHODS. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. **38**(3), 186-191 [cit. 2023-11-07]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.1080/16501970500478023

ATHANASIADIS, D., STEFAS, E., KAPSOKOULOU, A., PAPATHANASIOU, J., DIONYSSIOTIS, Y. 2020. Combination Therapy for Treatment of Spasticity in Stroke

Patients: A Case Study. *Curr Health Sci J.* [online]. **46**(2), 1-10 [cit. 2023-11-17]. Dostupné z: doi:10.12865/CHSJ.46.02.12

BAKER, R., ESQUENAZI, A., BENEDETTI, M. G., DESLOOVERE, K. 2016. Gait analysis: clinical facts. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. **52**(4), 560-574 [cit. 2024-04-09]. Dostupné z: <https://www.minervamedica.it/en/getfreepdf/UTFLMEtwKzFqMksxN0NxU1Z5eDImRUE3RkV3RjN0N2JkAlpITGlrOEGvRThuMk1LNjJWNkxhSDloQ3BqbXF0WA%253D%253D/R33Y2016N04A0560.pdf>

BALABAN, B., TOK, F. 2014. Gait Disturbances in Patients With Stroke. *PM&R* [online]. **6**(7), 635-642 [cit. 2024-03-05]. ISSN 19341482. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmrj.2013.12.017

BALKAN, A. F., SALCI, Y., KEKLICEK, H., ÇETIN, B., ADIN, R. M., ARMUTLU, K. 2019. The trunk control: Which scale is the best in very acute stroke patients? *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 2019-05-02, **26**(5), 359-365 [cit. 2024-04-29]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1080/10749357.2019.1607994

BASTLOVÁ, P., JURUTKOVÁ, Z., TOMSOVÁ, J., ZELENÁ, A. 2015. *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4640-0.

BEDLA, M., PIĘTA, P., KACZMARSKI, D., DENIZIAK, S. 2022. Estimation of Gross Motor Functions in Children with Cerebral Palsy Using Zebris FDM-T Treadmill. *Journal of Clinical Medicine* [online]. **11**(4), 1-15 [cit. 2023-12-04]. ISSN 2077-0383. Dostupné z: doi:10.3390/jcm11040954

BEJEK, Z., PARÓCZAI, R., SZENDRŐI, M., KISS, R. M. 2011. Gait analysis following TKA: comparison of conventional technique, computer-assisted navigation and minimally invasive technique combined with computer-assisted navigation. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. **19**(2), 285-291 [cit. 2023-12-03]. ISSN 0942-2056. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-010-1219-9

BEYAERT, C., VASA, R., FRYKBERG, G. E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. **45**(4-5), 335-355 [cit. 2024-03-01]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi:10.1016/j.neucli.2015.09.005

- BLAND, M. D., STURMOSKI, A., WHITSON, M., CONNOR, L. T., FUCETOLA, R., HUSKEY, T., CORBETTA, M., LANG, C. E. 2012. Prediction of Discharge Walking Ability From Initial Assessment in a Stroke Inpatient Rehabilitation Facility Population. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **93**(8), 1441-1447 [cit. 2024-04-18]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2012.02.029
- BOHANNON, R., 2006. Reference Values for the Timed Up and Go Test: A Descriptive Meta-Analysis. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. **29**(2), 64-68 [cit. 2024-04-21]. Dostupné z: file:///C:/Users/lucie/Downloads/reference\_values\_for\_the\_timed\_up\_and\_go\_test\_\_a.4.pdf
- BONNYAUD, C., PRADON, D., ZORY, R., BENSMAIL, D., VUILLERME, N., ROCHE, N., BROGÅRDH, CH., LEXELL, J. 2015. Gait parameters predicted by Timed Up and Go performance in stroke patients. *NeuroRehabilitation* [online]. 2015-02-25, **36**(1), 73-80 [cit. 2024-04-25]. ISSN 18786448. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-141194
- BOWDEN, M. G., BALASUBRAMANIAN, Ch. K., BEHRMAN, A. L., KAUTZ, S. A. 2008. Validation of a Speed-Based Classification System Using Quantitative Measures of Walking Performance Poststroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. **22**(6), 672-675 [cit. 2023-10-02]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968308318837
- BROWN, A. M., ZIFCHOCK, R. A., HILLSTROM, H. J. 2014. The effects of limb dominance and fatigue on running biomechanics. *Gait & Posture* [online]. **39**(3), 915-919 [cit. 2023-11-30]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.12.007
- BRUYNEEL, A.-V., MESURE, S., REINMANN, A., SORDET, C., VENTURELLI, P., FELDMANN, I., GUYEN, E. 2022. Validity and reliability of center of pressure measures to quantify trunk control ability in individuals after stroke in subacute phase during unstable sitting test. *Heliyon* [online]. **8**(10), 1-8 [cit. 2024-04-25]. ISSN 24058440. Dostupné z: doi:10.1016/j.heliyon.2022.e10891
- BUSK, H., HOLM, P., SKOU, S. T., SEITNER, S., SIEMSEN, T., WIENECKE, T. 2023. Interrater reliability and agreement of 6 Minute Walk Test and 10 Meter Walk Test at comfortable walk speed in patients with acute stroke. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2023-05-04, **39**(5), 1024-1032 [cit. 2024-04-20]. ISSN 0959-3985. Dostupné z: doi:10.1080/09593985.2022.2030830

- CALAFIORE, D., NEGRINI, F., TOTTOLI, N., FERRARO, F. OZYEMISCI-TASKIRAN, O., DE SIRE, A. 2022. Efficacy of robotic exoskeleton for gait rehabilitation in patients with subacute stroke: a systematic review. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. **58**(1), 1-8 [cit. 2024-04-18]. ISSN 19739087. Dostupné z: doi:10.23736/S1973-9087.21.06846-5
- CLELAND, B., MADHAVAN, S. 2021. Changes in Walking Speed After High-Intensity Treadmill Training Are Independent of Changes in Spatiotemporal Symmetry After Stroke. *Frontiers in Neurology* [online]. 2021-4-1, **12**(647338), 1-9 [cit. 2024-05-01]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2021.647338
- CLELAND, B. T., ALEX, T., MADHAVAN, S. 2024. Concurrent validity of walking speed measured by a wearable sensor and a stopwatch during the 10-meter walk test in individuals with stroke. *Gait & Posture* [online]. **107**, 61-66 [cit. 2024-04-19]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2023.09.012
- DAI, S., PISCICELLI, C., CLARAC, E., BACIU, M., HOMMEL, M., PÉRENNOU, D. 2021. Balance, Lateropulsion, and Gait Disorders in Subacute Stroke. *Neurology* [online]. 2021-04-27, **96**(17), 2147-2159 [cit. 2024-02-05]. ISSN 0028-3878. Dostupné z: doi:10.1212/WNL.00000000000011152
- DA ROSA PINHEIRO, D. R., CABELEIRA, M. E. P., DA CAMPO, L. A., CORRÊA, P. S., BLAETH, A. H. E. G., CECHETTI, F. 2021. Effects of aerobic cycling training on mobility and functionality of acute stroke subjects: A randomized clinical trial. *NeuroRehabilitation* [online]. **48**(1), 39-47 [cit. 2023-10-09]. ISSN 10538135. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-201585
- 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. 2023-12-03]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-016-0115-z
- DUARTE, E., MARCO, E., MUNIESA, JM M., BELMONTE, R., DIAZ, P., TEJERO, M., ESCALADA, M. 2002. Trunk control test as a functional predictor in stroke patients. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2002-11-1, **34**(6), 267-272 [cit. 2024-04-29]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.1080/165019702760390356

- ENG, J. J., DAWSON, A. S., CHU, K. S. 2004. Submaximal exercise in persons with stroke: test-retest reliability and concurrent validity with maximal oxygen consumption. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **85**(1), 113-118 [cit. 2023-10-17]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(03)00436-2
- FULK, G. D., ECHTERNACH, J. L. 2008. Test-Retest Reliability and Minimal Detectable Change of Gait Speed in Individuals Undergoing Rehabilitation After Stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. **32**(1), 8-13 [cit. 2023-10-17]. ISSN 1557-0576. Dostupné z: doi:10.1097/NPT0b013e31816593c0
- FULK, G. D., HE, Y., BOYNE, P., DUNNING, K. 2017. Predicting Home and Community Walking Activity Poststroke. *Stroke* [online]. **48**(2), 406-411 [cit. 2023-10-15]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.116.015309
- GIMUNOVÁ, M., SEBERA, M., KASOVIĆ, M., SVOBODOVÁ, L., VESPALEC, T. 2022. Spatio-Temporal Gait Parameters in Association with Medications and Risk of Falls in the Elderly. *Clinical Interventions in Aging* [online]. **17**, 873-883 [cit. 2023-12-03]. ISSN 1178-1998. Dostupné z: doi:10.2147/CIA.S363479
- GLADSTONE, D. J., DANELLS, C. J., BLACK, S. E. 2002. The Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery after Stroke: A Critical Review of Its Measurement Properties. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. **16**(3), 232-240 [cit. 2023-02-28]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/154596802401105171
- HAFSTEINSDÓTTIR, T. B., RENSINK, M., SCHUURMANS, M. 2014. Clinimetric Properties of the Timed Up and Go Test for Patients With Stroke: A Systematic Review. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. **21**(3), 197-210 [cit. 2023-11-07]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1310/tsr2103-197
- HANDELZALTS, S., KOREN, Y., GOLDHAMER, N., YESHURUN-TAYER, A., PARMET, Y., SHMUELOF, L., BAR-HAIM, S. 2021. Insights into motor performance deficits after stroke: an automated and refined analysis of the lower-extremity motor coordination test (LEMOCOT). *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **18**(1), 1-10 [cit. 2023-12-04]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-021-00950-z

- HERNÁNDEZ, E. D., FORERO, S. M., GALEANO, C. P., BARBOSA, N. E., SUNNERHAGEN, K. S., MURPHY M. A. 2021. Intra- and inter-rater reliability of Fugl-Meyer Assessment of Lower Extremity early after stroke. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [online]. **25**(6), 709-718 [cit. 2024-04-26]. ISSN 14133555. Dostupné z: doi:10.1016/j.bjpt.2020.12.002
- HESSAM, M., SALEHI, R., YAZDI, M. J. S., NEGAHBAN, H., RAFIE, S., MEHRAVAR, M. 2018. Relationship between functional balance and walking ability in individuals with chronic stroke. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. **30**(8), 993-996 [cit. 2024-04-18]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.30.993
- HOFHEINZ, M., SCHUSTERSCHITZ, C. 2010. Dual task interference in estimating the risk of falls and measuring change: a comparative, psychometric study of four measurements. *Clinical Rehabilitation* [online]. **24**(9), 831-842 [cit. 2024-04-21]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215510367993
- HOSOI, Y., KAMIMOTO, T., SAKAI, K., YAMADA, M., KAWAKAMI, M. 2023. Estimation of minimal detectable change in the 10-meter walking test for patients with stroke: a study stratified by gait speed. *Frontiers in Neurology* [online]. 2023-7-19, **14**, 1-7 [cit. 2024-04-26]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2023.1219505
- HSIAO, H.-Y., GRAY, V. L., BORRELLI, J., ROGERS, M. W. 2020. Biomechanical control of paretic lower limb during imposed weight transfer in individuals post-stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **17**(1), 1-11 [cit. 2024-01-09]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-020-00768-1
- HYUN, S.-J., LEE, J., LEE, B.-H. 2021. The Effects of Sit-to-Stand Training Combined with Real-Time Visual Feedback on Strength, Balance, Gait Ability, and Quality of Life in Patients with Stroke: A Randomized Controlled Trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. **18**(22), 1-15 [cit. 2024-04-21]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph182212229
- 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. 2023-11-06]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2017.03.008



- CHEN, Y., YANG, H., CHEN, Y., WEI, H., LAN, M. 2022. Limb heaviness as a sensorimotor disorder alters rehabilitation adherence after a stroke. *Frontiers in Neurology* [online]. 2022-8-18, **13**, 1-8 [cit. 2024-04-29]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2022.840808
- CHAN, W. L. S., PIN, T. W. 2020. Reliability, validity and minimal detectable change of 2-min walk test and 10-m walk test in frail older adults receiving day care and residential care. *Aging Clinical and Experimental Research* [online]. **32**(4), 597-604 [cit. 2024-04-25]. ISSN 1720-8319. Dostupné z: doi:10.1007/s40520-019-01255-x
- CHENG, D. K., NELSON, M., BROOKS, D., SALBACH, N. M. 2020. Validation of stroke-specific protocols for the 10-meter walk test and 6-minute walk test conducted using 15-meter and 30-meter walkways. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. **27**(4), 251-261 [cit. 2023-10-13]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1080/10749357.2019.1691815
- CHUNG, B. P. H., 2018. Stratification of stroke rehabilitation: Five-year profiles of functional outcomes. *Hong Kong Physiotherapy Journal* [online]. **38**(02), 141-147 [cit. 2024-04-18]. ISSN 1013-7025. Dostupné z: doi:10.1142/S1013702518500129
- IQBAL, M., ARSH, A., HAMMAD, S. M., UI HAQ, I., DARAIN, H. 2020. Comparison of dual task specific training and conventional physical therapy in ambulation of hemiplegic stroke patients: A randomized controlled trial. *Journal of the Pakistan Medical Association* [online]. **70**(1), 7-10 [cit. 2023-10-09]. ISSN 0030-9982. Dostupné z: doi:10.47391/JPMA.10443
- ITEM-GLATTHORN, J. F., CASARTELL, N. C., MAFFIULETTI, N. A. 2016. Reproducibility of gait parameters at different surface inclinations and speeds using an instrumented treadmill system. *Gait & Posture* [online]. **44**, 259-264 [cit. 2023-12-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.12.037
- JANDA, V. 2004. *Svalové funkční testy: kniha obsahuje 401 obrázků a 65 tabulek*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-0722-8.
- JUNG, I.-H., OH, D. W. 2023. Effects of incorporating dual task into repeated 6-min walk test on balance and walking functions in patients with subacute stroke: A randomized controlled trial. *Physiotherapy Research International* [online]. **28**(3), 1-7 [cit. 2024-04-25]. ISSN 1358-2267. Dostupné z: doi:10.1002/pri.2003
- KIM, T.-L., HWANG, S. H., LEE, W. J., HWANG, J. W., CHO, I., KIM, E.-H., LEE, J. A., CHOI, Y., PARK, J. H., SHIN, J.-H. 2021. The Korean Version of the Fugl-Meyer Assessment:

Reliability and Validity Evaluation. *Annals of Rehabilitation Medicine* [online]. **45**(2), 83-98 [cit. 2024-04-26]. ISSN 2234-0645. Dostupné z: doi:10.5535/arm.20225

KIPER, P., RIMINI, D., FALLA, D., BABA, A., RUTKOWSKI, S., MAISTRELLO, L., TUROLLA, A. 2021. Does the Score on the MRC Strength Scale Reflect Instrumented Measures of Maximal Torque and Muscle Activity in Post-Stroke Survivors? *Sensors* [online]. **21**(24), 1-13 [cit. 2024-04-29]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s21248175

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 978-80-244-5403-0.

KUBO, H., NOZOE, M., KANAI, M., FURUICHI, A., ONISHI, A., KAJIMOTO, K., MASE, K., SHIMADA, S. 2020. Reference value of 6-minute walk distance in patients with sub-acute stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. **27**(5), 337-343 [cit. 2023-10-13]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1080/10749357.2019.1704372

KUBO, H., NOZOE, M., YAMAMOTO, M., KAMO, A., NOGUCHI, M., KANAI, M., MASE, K., SHIMADA, S. 2018. Safety and Feasibility of the 6-Minute Walk Test in Patients with Acute Stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* [online]. **27**(6), 1632-1638 [cit. 2023-10-13]. ISSN 10523057. Dostupné z: doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2018.01.017

KWONG, P. W. H., NG, S. S. M. 2019. Cutoff Score of the Lower-Extremity Motor Subscale of Fugl-Meyer Assessment in Chronic Stroke Survivors: A Cross-Sectional Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **100**(9), 1782-1787 [cit. 2024-04-26]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2019.01.027

LEE, J.-H., CHOI, I.-R., CHOI, H.-S. 2020. Immediate Effects of Ankle–Foot Orthosis Using Wire on Static Balance of Patients with Stroke with Foot Drop: A Cross-Over Study. *Healthcare* [online]. **8**(2), 1-11 [cit. 2023-11-18]. ISSN 2227-9032. Dostupné z: doi:10.3390/healthcare8020116

LEE, J.-Y., JEON, J., LEE, D., HONG, J., YU, J., KIM, J. 2020a. Effect of trunk stabilization exercise on abdominal muscle thickness, balance and gait abilities of patients with hemiplegic stroke: A randomized controlled trial. *NeuroRehabilitation* [online]. 2020-12-22, **47**(4), 435-442 [cit. 2024-04-19]. ISSN 10538135. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-203133

- LEE, P.-Y., HUANG, J.-C., TSENG, H.-Y., YANG, Y.-Ch., LIN, S.-I. 2020b. Effects of Trunk Exercise on Unstable Surfaces in Persons with Stroke: A Randomized Controlled Trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. **17**(23), 1-12 [cit. 2023-11-08]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph17239135
- LEE, S. Y., IM, S. H., KIM, B. R., HAN, E. Y. 2018. The Effects of a Motorized Aquatic Treadmill Exercise Program on Muscle Strength, Cardiorespiratory Fitness, and Clinical Function in Subacute Stroke Patients. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. **97**(8), 533-540 [cit. 2024-04-26]. ISSN 1537-7385. Dostupné z: doi:10.1097/PHM.0000000000000920
- LEVINE, D., RICHARDS, J., WHITTLE, M. W. 2012. *Whittle's Gait Analysis*. Fifth edition. Churchill Livingstone Elsevier. ISBN 978-0-7020-4265-2.
- LEXELL, J., FLANSBJER, U.-B., HOLMBÄCK, A. M., DOWNHAM, D., PATTEN, C. 2005. RELIABILITY OF GAIT PERFORMANCE TESTS IN MEN AND WOMEN WITH HEMIPARESIS AFTER STROKE. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. **37**(2), 75-82 [cit. 2023-10-17]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.1080/16501970410017215
- LIN, J.-H., HSU, M.-J., HSU, H.-W., WU, H.-Ch., HSIEH, Ch.-L. 2010. Psychometric Comparisons of 3 Functional Ambulation Measures for Patients With Stroke. *Stroke* [online]. **41**(9), 2021-2025 [cit. 2023-10-09]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.110.589739
- LOUIE, D. R., MORTENSON, W. B., DUROCHER, M., SCHNEEBERG, A., TEASELL, R., YAO, J., ENG, J. J. 2021. Efficacy of an exoskeleton-based physical therapy program for non-ambulatory patients during subacute stroke rehabilitation: a randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **18**(1), 1-12 [cit. 2024-04-18]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-021-00942-z
- LUSARDI, M. M., PELLECCIA, G. L., SCHULMAN, M. 2003. Functional Performance in Community Living Older Adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. **26**(3), 14-22 [cit. 2024-04-21]. Dostupné z: <https://geriatrictoolkit.missouri.edu/2.lusardi.pdf>
- MCCAIN, K. J., POLLO, F. E., BAUM, B. S., COLEMAN, S. C., BAKER, S., SMITH, P. S. 2008. Locomotor Treadmill Training With Partial Body-Weight Support Before Overground Gait in Adults With Acute Stroke: A Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and*

*Rehabilitation* [online]. **89**(4), 684-691 [cit. 2024-05-03]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2007.09.050

MCGRATH, T. M., WADDINGTON, G., SCARVELL, J. M., BALL, N. B., CREER, R., WOODS, K., SMITH, D. 2015. The effect of limb dominance on lower limb functional performance – a systematic review. *Journal of Sports Sciences* [online]. **34**(4), 289-302 [cit. 2023-11-30]. ISSN 0264-0414. Dostupné z: doi:10.1080/02640414.2015.1050601

MEHRHOLZ, J., WAGNER, K., RUTTE, K., MEIBNER, D., POHL, M. 2007. Predictive Validity and Responsiveness of the Functional Ambulation Category in Hemiparetic Patients After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **88** (10), 1314-1319 [cit. 2024-04-18]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2007.06.764

MOFTAH, E., VENNU, V., ABDULRAHMAN, T. A., ALNAHDI, A. H., BALUBAID, H., ALGHAMDI, G., ALONAZI, S., ABUNASSIF, S., BINDAWAS, S. M. 2020. Association of affected lower limb flexor muscle strength with swing phase duration and gait speed in elderly post-stroke patients. *NeuroRehabilitation* [online]. 2020-12-22, **47**(4), 443-450 [cit. 2023-11-17]. ISSN 10538135. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-203150

MOORE, J. L., NORDVIK, J. E., ERICHSEN, A., ROSSELAND, I., BØ E., HORNBY, T. G., BARKÆNES, T., BRATLIE ,H., BYHRING, M., GRIMSTAD, I., HÅGÅ, M., HALVORSEN, J., HENDERSON, Ch., MBALILAKI, J.-A., RIMEHAUG, S.-A., SÆTHER, K., TOMREN, T., VERGOOSSEN, K. 2020. Implementation of High-Intensity Stepping Training During Inpatient Stroke Rehabilitation Improves Functional Outcomes. *Stroke* [online]. **51**(2), 563-570 [cit. 2024-04-18]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.119.027450

MUNARI, D., PEDRINOLLA, A., SMANIA, N., PICELLI, A., GANDOLFI, M., SALTUARI, L., SCHENA, F. 2018. High-intensity treadmill training improves gait ability, VO<sub>2</sub>peak and cost of walking in stroke survivors: preliminary results of a pilot randomized controlled trial. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. **54**(3), 408-418 [cit. 2024-05-02]. ISSN 19739087. Dostupné z: doi:10.23736/S1973-9087.16.04224-6

NAKAZONO, T., TAKAHASHI, K., SUZUKI, Y., MIZUNO, K., NOMURA, Y., HIRAGA, Y., MATSUMOTO, S., NISHIYAMA, K., FUKUDA, M. 2022. Reliability and validity of Japanese version of Fugl-Meyer assessment for the lower extremities. *Topics in Stroke*

*Rehabilitation* [online]. 2022-02-17, **29**(2), 125-132 [cit. 2024-04-26]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1080/10749357.2021.1899700

OHSUGI, H., KURIHARA, Y., ANZAI, S., KUWAE, Y., MADOKA, K. 2023. Differences in the Timed Up and Go Test under different measurement conditions in young healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. **35**(11), 718-721 [cit. 2024-04-21]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.35.718

PANDIAN, S., ARYA, K. N., KUMAR, D. 2016. Minimal clinically important difference of the lower-extremity fugl–meyer assessment in chronic-stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 2016-04-16, **23**(4), 233-239 [cit. 2024-04-26]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1179/1945511915Y.0000000003

PANG, M. Y. Ch., YANG, L., OUYANG, H., LAM, F. M. H., HUANG, M., JEHU, D. A. 2018. Dual-Task Exercise Reduces Cognitive-Motor Interference in Walking and Falls After Stroke. *Stroke* [online]. **49**(12), 2990-2998 [cit. 2023-11-05]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.118.022157

PAPPALARDO, A., CIANCIO, M. R., PATTI, F. 2014. Is the basic trunk control recovery different between stroke patients with right and left hemiparesis?. *NeuroRehabilitation* [online]. **35**(2), 215-220 [cit. 2023-11-11]. ISSN 18786448. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-141109

PATTERSON, S. L., 2008. Effect of treadmill exercise training on spatial and temporal gait parameters in subjects with chronic stroke: A preliminary report. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2008-12-01, **45**(2), 221-228 [cit. 2024-05-02]. ISSN 07487711. Dostupné z: doi:10.1682/JRRD.2007.02.0024

PEISHUN, Ch., HAIWANG, Z., TAOTAO, L., HONGLI, G., YU, M., WANRONG, Z., ROSSI, S. 2021. Changes in Gait Characteristics of Stroke Patients with Foot Drop after the Combination Treatment of Foot Drop Stimulator and Moving Treadmill Training. *Neural Plasticity* [online]. **2021**(9480957), 1-5 [cit. 2024-01-27]. ISSN 1687-5443. Dostupné z: doi:10.1155/2021/9480957

PÉREZ-DE LA CRUZ, S. 2021. Comparison between Three Therapeutic Options for the Treatment of Balance and Gait in Stroke: A Randomized Controlled Trial. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. **18**(2), 1-11 [cit. 2022-05-06]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph18020426

- PERRY, J., GARRETT, M., GRONLEY, J. K., MULROY, S. J. 1995. Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke* [online]. **26**(6), 982-989 [cit. 2023-10-02]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/01.STR.26.6.982
- PERSSON, C. U., DANIELSSON, A., SUNNERHAGEN, K. S., 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), 1-7 [cit. 2024-04-25]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-11-83
- PETERS, S., BOTERO, M., EVERS, A., FONG, B., JAKAB, B., PETTER, E., ENG, J. J. 2021. Development and feasibility of a modified Fugl-Meyer lower extremity assessment for telerehabilitation: a pilot study. *Pilot and Feasibility Studies* [online]. **7**(1), 1-9 [cit. 2023-11-07]. ISSN 2055-5784. Dostupné z: doi:10.1186/s40814-021-00862-8
- 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. 2024-04-21]. ISSN 0002-8614. Dostupné z: doi:10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x
- RIBEIRO, T. S., SILVA, E. M. G., VASCONCELLOS, L. S., SOUZA, A. A., LINDQUIST, A. R. R. 2021. Are biomechanical strategies to perform functional activities different between individuals with subacute and chronic stroke? *NeuroRehabilitation* [online]. 2021-08-14, **49**(1), 95-101 [cit. 2024-04-25]. ISSN 10538135. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-210027
- ROSE, D. K., NADEAU, S. E., WU, S. S., TILSON, J. K., DOBKIN, B. H., PEI, Q., DUNCAN, P. W. 2017. Locomotor Training and Strength and Balance Exercises for Walking Recovery After Stroke: Response to Number of Training Sessions. *Physical Therapy* [online]. 2017-11-01, **97**(11), 1066-1074 [cit. 2024-05-02]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/pzx079
- ROUSH, J., HEICK, J., HAWK, T., EUREK, D., WALLIS, A., KIFLU, D. 2021. Agreement in Walking Speed Measured Using Four Different Outcome Measures: 6-Meter Walk Test, 10-Meter Walk Test, 2-Minute Walk Test, and 6-Minute Walk Test. *Internet Journal of Allied Health Sciences and Practice* [online]. **19**(2), 1-8 [cit. 2024-04-25]. ISSN 1540580X. Dostupné z: doi:10.46743/1540-580X/2021.1971

- SALBACH, N., BAYLEY, M., BROOKS, D., HOWE J.-A., KELLOWAY, L., MACKAY-LYONS, M., MCDONALD, A., MIHAILIDIS, A., SOLOMON, P., VEITCH, S. 2018. *iWalk - A GUIDE to an Evidence-Informed Approach to Using the 10-METRE and 6-MINUTE WALK TESTS POST-STROKE* [online]. University of Toronto [cit. 2024-04-21]. Dostupné z: <http://www.iwalkassess.com/iWalk-Guide.pdf>
- SEO, M., SHIN, M.-J., PARK, T. S., PARK, J.-H. 2020. Clinometric Gait Analysis Using Smart Insoles in Patients With Hemiplegia After Stroke: Pilot Study. *JMIR mHealth and uHealth* [online]. **8**(9), 1-11 [cit. 2023-10-29]. ISSN 2291-5222. Dostupné z: doi:10.2196/22208
- SHEN, K.-H., PRAJAPATI, S. K., BORRELLI, J., GRAY, V. L., WESTLAKE, K. P., ROGERS, M. W., HSIAO, H.-Y. 2022. Neuromechanical control of impact absorption during induced lower limb loading in individuals post-stroke. *Scientific Reports* [online]. **12**(1), 1-12 [cit. 2024-01-09]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-022-21271-8
- SHENG, Y., KAN, S., WEN, Z., CHEN, W., QI, Q., QU, Q., YU, B. 2019. Effect of Kinesio Taping on the Walking Ability of Patients with Foot Drop after Stroke. *Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine* [online]. **2019**(2459852), 1-7 [cit. 2023-11-18]. ISSN 1741-427X. Dostupné z: doi:10.1155/2019/2459852
- SHUMWAY-COOK, A., BRAUER, S., WOOLLACOTT, M. 2000. Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy* [online]. 2000-09-01, **80**(9), 896-903 [cit. 2024-04-21]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/80.9.896
- SMITH, M.-C., BARBER, A. P., SCRIVENER, B. J., STINEAR, C. M. 2022. The TWIST Tool Predicts When Patients Will Recover Independent Walking After Stroke: An Observational Study. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. **36**(7), 461-471 [cit. 2024-04-18]. Dostupné z: doi:10.1177/1545968322108528
- SMITH, M.-C., BARBER, P. A., STINEAR, C. M. 2017. The TWIST Algorithm Predicts Time to Walking Independently After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. **31**(10-11), 955-964 [cit. 2024-04-29]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968317736820

- SON, H., PARK, CH. 2019. Effect of turning direction on Timed Up and Go test results in stroke patients. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. **55**(1), 35-39 [cit. 2024-04-25]. ISSN 19739087. Dostupné z: doi:10.23736/S1973-9087.18.05202-4
- STEFFEN, T. M., HACKER, T. A., MOLLINGER, L. 2002. Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. *Physical Therapy* [online]. 2002-02-01, **82**(2), 128-137 [cit. 2024-04-20]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/82.2.128
- SULLIVAN, K. J., TILSON, J. K., CEN, S. Y., ROSE, D. K., HERSHBERG, J., CORREA, A., GALLICCHIO, J., MCLEOD, M., MOORE, C., WU S. S., DUNCAN, P. W. 2011. Fugl-Meyer Assessment of Sensorimotor Function After Stroke. *Stroke* [online]. **42**(2), 427-432 [cit. 2024-04-26]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.110.592766
- SVINØY, O.-E., HILDE, G., BERGLAND, A., STRAND, B. H. 2021. Timed Up and Go: Reference Values for Community-Dwelling Older Adults with and without Arthritis and Non-Communicable Diseases: The Tromsø Study. *Clinical Interventions in Aging* [online]. **16**, 335-343 [cit. 2024-04-21]. ISSN 1178-1998. Dostupné z: doi:10.2147/CIA.S294512
- THITITHUNWARAT, N., KRITYAKIARANA, W., KHEOWSRI, S., JONGKAMONWIWAT, N., RICHARDS, J. 2023. The effect of a modified elastic band orthosis on gait and balance in stroke survivors. *Prosthetics & Orthotics International* [online]. **47**(5), 466-472 [cit. 2023-12-04]. ISSN 0309-3646. Dostupné z: doi:10.1097/PXR.0000000000000205
- TILSON, J. K., SULLIVAN, K. J., CEN, S. Y., ROSE, D. K., KORADIA, CH. H., AZEN, S. P., DUNCAN, P. W. 2010. Meaningful Gait Speed Improvement During the First 60 Days Poststroke: Minimal Clinically Important Difference. *Physical Therapy* [online]. 2010-02-01, **90**(2), 196-208 [cit. 2024-04-20]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.2522/ptj.20090079
- TYRELL, Ch. M., ROOS, M. A., RUDOLPH. K. S., REISMAN, D. S. 2011. Influence of Systematic Increases in Treadmill Walking Speed on Gait Kinematics After Stroke. *Physical Therapy* [online]. 2011-03-01, **91**(3), 392-403 [cit. 2024-05-03]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.2522/ptj.20090425
- VAN ALSENOY, K., THOMSON, A., BURNETT, A. 2018. Reliability and validity of the Zebris FDM-THQ instrumented treadmill during running trials. *Sports Biomechanics* [online].



**18(5)**, 501-514 [cit. 2023-12-03]. ISSN 1476-3141. Dostupné z: doi:10.1080/14763141.2018.1452966

VAN BLADEL, A., RIDDER, R. D., PALMANS, T., OOSTRA, K., CAMBIER, D. 2022. Biomechanical differences between self-paced and fixed-speed treadmill walking in persons after stroke. *Human Movement Science* [online]. **85**, 1-10 [cit. 2024-05-01]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2022.102983

WAGNER, J., SZYMAŃSKI, M., BŁAŻKIEWICZ, M., KACZMARCZYK, K. 2023. Methods for Spatiotemporal Analysis of Human Gait Based on Data from Depth Sensors. *Sensors* [online]. **23(3)**, 1-21 [cit. 2023-12-03]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s23031218

WANG, F., ZHANG, S., ZHOU, F., ZHAO, M., ZHAO, H. 2022. Early physical rehabilitation therapy between 24 and 48 h following acute ischemic stroke onset: a randomized controlled trial. *Disability and Rehabilitation* [online]. 2022-07-17, **44(15)**, 3967-3972 [cit. 2024-04-26]. ISSN 0963-8288. Dostupné z: doi:10.1080/09638288.2021.1897168

WANG, Y., MUKAINO, M., OHTSUKA, K., OTAKA, Y., TANIKAWA, H., MATSUDA, F., TSUCHIYAMA, K., YAMADA, J., SAITOH, E. 2020. Gait characteristics of post-stroke hemiparetic patients with different walking speeds. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. **43(1)**, 69-75 [cit. 2024-02-27]. ISSN 0342-5282. Dostupné z: doi:10.1097/MRR.0000000000000391

WIST, S., CLIVAZ, J., SATTELMAYER, M. 2016. Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. **59(2)**, 114-124 [cit. 2024-02-27]. ISSN 18770657. Dostupné z: doi:10.1016/j.rehab.2016.02.001

YOO, Y. J., LIM, S. H. 2022. Assessment of Lower Limb Motor Function, Ambulation, and Balance After Stroke. *Brain & Neurorehabilitation* [online]. **15(2)**, 1-8 [cit. 2023-11-08]. ISSN 1976-8753. Dostupné z: doi:10.12786/bn.2022.15.e17

## Seznam zkratk

<b>6MWT</b>	6 Minute Walk Test
<b>10MWT</b>	10 Meter Walk Test
<b>ADL</b>	aktivity každodenního života
<b>BI</b>	Barthel index
<b>BMI</b>	Body Mass Index
<b>CMP</b>	cévní mozková příhoda
<b>COM</b>	center of mass - těžiště těla
<b>COP</b>	center of pressure - těžiště tlaku
<b>EMG</b>	elektromyografie
<b>FAC</b>	Functional Ambulation Category
<b>FIM</b>	Functional Independence Measure
<b>FNOL</b>	Fakultní nemocnice Olomouc
<b>FMA</b>	Fugl-Meyer Assessment
<b>FMA-LE</b>	Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity
<b>FZV UP</b>	Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého
<b>JIP</b>	jednotka intenzivní péče
<b>MRC</b>	Medical Research Council
<b>NIHSS</b>	National Institutes of Health Stroke Scale
<b>SD</b>	standard deviation
<b>TCT</b>	Trunk Control Test
<b>TUG</b>	Timed Up and Go test
<b>TUGkog</b>	Timed Up and Go test s kognitivním úkolem
<b>WHO</b>	Světová zdravotnická organizace

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Rožířená verze FAC .....	28
<b>Tabulka 2</b> Třibodová hodnotící stupnice FMA-L .....	31
<b>Tabulka 3</b> Scóre TCT .....	32
<b>Tabulka 4</b> Koeficient přepočtu rychlosti pro 10MWT na základě kategorie FAC .....	39
<b>Tabulka 5</b> Klinické testy chůze u zdravých probandů .....	42
<b>Tabulka 6</b> Klinické testy chůze u pacientů po CMP .....	42
<b>Tabulka 7</b> Hodnoty statistické významnosti p - klinické testy chůze .....	43
<b>Tabulka 8</b> FMA-LE u zdravých probandů .....	48
<b>Tabulka 9</b> FMA-LE u pacientů po CMP .....	48
<b>Tabulka 10</b> Hodnoty statistické významnosti p - FMA-LE .....	49
<b>Tabulka 11</b> Subjektivně zvolená rychlost zdravými probandy .....	50
<b>Tabulka 12</b> Subjektivně zvolená rychlost pacienty po CMP .....	50
<b>Tabulka 13</b> Hodnoty statistické významnosti p - subjektivně zvolená rychlost .....	51
<b>Tabulka 14</b> Časoprostorové parametry chůze u zdravých probandů .....	52
<b>Tabulka 15</b> Časoprostorové parametry chůze u pacientů po CMP .....	53
<b>Tabulka 16</b> Hodnoty statistické významnosti p - časoprosotorové parametry chůze .....	54

## Seznam obrázků

<b>Obrázek 1</b> Stride vs step length.....	15
<b>Obrázek 2</b> Grafické vyobrazení vertikální složky reakční síly .....	18
<b>Obrázek 3</b> Teoretický model poruch posturální stability a chůze po CMP .....	22
<b>Obrázek 4</b> TUG test.....	31
<b>Obrázek 5</b> Grafické znázornění FAC u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	44
<b>Obrázek 6</b> Grafické znázornění 10MWT u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	45
<b>Obrázek 7</b> Grafické znázornění 10MWT v maximální rychlosti u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	45
<b>Obrázek 8</b> Grafické znázornění TUG u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	46
<b>Obrázek 9</b> Grafické znázornění TUGkog u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	47
<b>Obrázek 10</b> Grafické znázornění subjektivně zvolené pohodlné rychlosti u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	51
<b>Obrázek 11</b> Grafické znázornění subjektivně zvolené maximální rychlosti u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	52

## Seznam příloh

<b>Příloha 1</b> Protokol vyšetření chůze.....	103
<b>Příloha 2</b> Informovaný souhlas.....	105
<b>Příloha 3</b> Stanovisko Etické komise.....	107
<b>Příloha 4</b> FMA-LE.....	108
<b>Příloha 5</b> Analýza chůze na chodícím páse se zabudovanou tlakovou plošinou Zebris – ukázka parametrů chůze zdravého probanda .....	112
<b>Příloha 6</b> Klinické testy chůze u zdravých probandů .....	116
<b>Příloha 7</b> Klinické testy chůze u pacientů po CMP .....	116
<b>Příloha 8</b> FMA-LE u zdravých probandů.....	117
<b>Příloha 9</b> FMA-LE u pacientů po CMP.....	117
<b>Příloha 10</b> Grafické znázornění FMA-LE (kategorie E.) u zdravých probandů a pacientů po CMP.....	118
<b>Příloha 11</b> Grafické znázornění FMA-LE (kategorie F.) u zdravých probandů a pacientů po CMP.....	118
<b>Příloha 12</b> Grafické znázornění FMA-LE (kategorie E. + F.) u zdravých probandů a pacientů po CMP.....	119
<b>Příloha 13</b> Grafické znázornění FMA-LE (kategorie H.) u zdravých probandů a pacientů po CMP.....	120
<b>Příloha 14</b> Grafické znázornění FMA-LE (kategorie I.) u zdravých probandů a pacientů po CMP.....	120
<b>Příloha 15</b> Grafické znázornění FMA-LE (kategorie J.) u zdravých probandů a pacientů po CMP.....	121
<b>Příloha 16</b> Grafické znázornění FMA-LE (kategorie rychlost nepostížená (nedominantní) končetiny) u zdravých probandů a pacientů po CMP.....	121
<b>Příloha 17</b> Grafické znázornění FMA-LE (kategorie rychlost postižená (dominantní) končetiny) u zdravých probandů a pacientů po CMP.....	122
<b>Příloha 18</b> Grafické znázornění FMA-LE (kategorie rozdíl v rychlosti mezi končetinami) u zdravých probandů a pacientů po CMP.....	122
<b>Příloha 19</b> Grafické znázornění FMA-LE (kategorie TCT) u zdravých probandů a pacientů po CMP.....	123
<b>Příloha 20</b> Grafické znázornění FMA-LE (kategorie SS) u zdravých probandů a pacientů po CMP.....	123

<b>Příloha 21</b> Subjektivně zvolená rychlost zdravými probandy .....	123
<b>Příloha 22</b> Subjektivně zvolená rychlost pacienty po CMP .....	124
<b>Příloha 23</b> Časoprostorové parametry chůze u zdravých probandů .....	124
<b>Příloha 24</b> Časoprostorové parametry chůze u pacientů po CMP .....	124
<b>Příloha 25</b> Grafické znázornění – Step length, cm - hemi/dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	125
<b>Příloha 26</b> Grafické znázornění – Step length, cm - non-hemi/non-dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	126
<b>Příloha 27</b> Grafické znázornění – Stride length, cm - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	126
<b>Příloha 28</b> Grafické znázornění – Step width, cm - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	127
<b>Příloha 29</b> Grafické znázornění – Stance phase, % - hemi/dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	127
<b>Příloha 30</b> Grafické znázornění – Stance phase, % - non-hemi/non-dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	128
<b>Příloha 31</b> Grafické znázornění – Swing phase, % - hemi/dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	128
<b>Příloha 32</b> Grafické znázornění – Swing phase, % - non-hemi/non-dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	129
<b>Příloha 33</b> Grafické znázornění – Double stance phase, % - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	129
<b>Příloha 34</b> Grafické znázornění – Cadence, steps/min - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	130
<b>Příloha 35</b> Grafické znázornění – Single support line, mm hemi/dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	130
<b>Příloha 36</b> Grafické znázornění – Single support line, mm non-hemi/non-dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP .....	131

# Přílohy

## Příloha 1 Protokol vyšetření chůze

### PROTOKOL vyšetření - DP

Jméno a příjmení .....

Ročník narození: .....

Identifikátor studie: .....

Datum vyšetření .....

Dominance DK .....

Váha .....

#### ZEBRIS: (1 minuta)

Rychlost chůze na páse: normální..... dotek HK - ano/ ne ; opora HK - ano/ne

maximální..... dotek HK - ano/ ne ; opora HK - ano/ne

#### KLINICKÉ TESTY:

##### 10 MWT normální rychlost

1. pokus .....

2. pokus .....

3. pokus .....

průměr:

##### 10 MWT maximální rychlost

1. pokus .....

2. pokus .....

3. pokus .....

průměr:

##### Timed Up and Go Test

1. pokus .....

2. pokus .....

3. pokus .....

průměr:

##### Timed Up and Go Test s kognitivním úkolem (100-7...)

1. pokus .....

2. pokus .....

3. pokus .....

průměr:

#### Modifikovaná verze FUGL-MEYER testu pro zdravé pacienty:

Volní pohyby v rámci synergií (0 – 1 – 2 => žádná – částečná – plná)

##### flexorová synergie

kyčel.....

koleno.....

kotník.....

##### extenzorová synergie

kyčel.....

koleno.....

kotník.....

Koordinace/rychlost (0 – 1 – 2 => zřetelné – částečné – žádné); (0; 1; 2 =>  $\geq 6s$ ; 2 - 5s;  $< 2s$ )

tremor.....

dysmetrie.....

čas PDK.....

čas LDK.....

Čítí ((0 – 1 – 2 => anestezie – hyper/dysestezie – normální)

lehký dotek

pozice

noha.....

kyčel.....

chodidlo.....

koleno.....

hlezno.....

palec.....

**Pasivní pohyb v kloubu** (0 – 1 – 2 => pouze pár stupňů – snížený – normální)

**Svalová síla** (0 bez svalového záškubu; 1 svalový záškub, ale bez pohybu; 2 pohyb s vyloučením gravitace; 3 pohyb proti gravitaci; 4 pohyb proti střednímu odporu; 5 pohyb proti značnému odporu)

**Bolest v kloubu** (0 výrazná bolest během pohybu anebo velmi ztelná bolest na konci pohybu; 1 mírná bolest, 2 žádná bolest)

	<u>ROM</u>	<u>SS</u>	<u>bolest</u>
<u>kyčel</u>			
flexe.....	.....	.....	.....
extenze.....	.....	.....	.....
abdukce.....	.....	.....	.....
zevní rotace.....	.....	.....	.....
vnitřní rotace.....	.....	.....	.....
<u>koleno</u>			
flexe.....	.....	.....	.....
extenze.....	.....	.....	.....
<u>kotník</u>			
dorzální flexe.....	.....	.....	.....
plantární flexe.....	.....	.....	.....
<u>chodidlo</u>			
pronace.....	.....	.....	.....
supinace.....	.....	.....	.....

**Trunk control test** (0 – 12 – 25 => nevládne bez asistence – abnormální způsob a bez asistence - normální způsob)

přetočení se na pravou stranu.....

přetočení se na levou stranu.....

vertikalizace přes dominantní bok do sedu.....

sed bez opory chodidel a HK, výdrž 30s.....

**Volní pohyby kombinující synergie** (0 – 1 – 2 => žádná – částečná – plná)

flexe kolene.....

dorzální flexe hlezna.....

**Volní pohyby s malou nebo žádnou synergií** (0 – 1 – 2 => žádná – částečná – plná)

flexe kolene do 90°.....

dorzální flexe hlezna.....

Slovní popis testovaných aktivit: .....



## Příloha 2 Informovaný souhlas



Fakulta  
zdravotnických věd

### **Informovaný souhlas**

Pro výzkumný projekt: Analýza chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě

Období realizace: 01.01.2023-31.5.2024

Řešitelé projektu: PhDr. Barbora Kolářová, PhD.; Bc. Lucie Nováková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je srovnat parametry chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě a u zdravých probandů. Měření parametrů chůze bude prováděno na chodícím páse se zabudovanou tlakovou plošinou typu Zebris. Při měření bude využito dvou typů rychlosti chůze: pohodlná a maximální možná. Z klinického hodnocení chůze budou využity tyto testy: 6 Minute Walk Test (6MWT), 10 Meter Walk Test (10MWT), Timed Up and Go (TUG) a Fugl-Meyer Assessment Lower Extremity. Každé měření bude probíhat pro každého probanda jednou. Měření bude probíhat v Kineziologické laboratoři Oddělení rehabilitace ve FNOL a na Rehabilitačním oddělení ve Znojenské nemocnici. Délka měření bude zhruba 30-50 minut. Z účasti na výzkumu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika: při výzkumu je při měření možné riziko pádu na chodícím páse, které bude minimalizované zajištěním pacienta v bezpečnostní vestě a použití madel. Při klinickém hodnocení chůze je možné riziko pádu, které bude minimalizované odborným dohledem. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

### **Prohlášení účastníka výzkumu**

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

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

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

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

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

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

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

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

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



Fakulta  
zdravotnických věd

UPOL - 20991/FZV-2023

Vážená paní  
Bc. Lucie Nováková

2023-01-10

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslanych dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Analýza chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

**souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .**

S pozdravem,

Mgr. Renáta Váverková  
předsedkyně  
Etické komise FZV UP

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
Fakulta zdravotnických věd  
Etická komise  
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

## Příloha 4 FMA-LE

### FUGL-MEYER HODNOCENÍ DOLNÍ KONČETINY (FMA-LE) Hodnocení senzomotorických funkcí

ID:  
Datum:  
Vyšetřující:

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

<b>E. DOLNÍ KONČETINA</b>				
<b>E I. Aktivita reflexů</b> vleže na zádech		<b>žádná</b>	<b>lze vyvolat</b>	
Flexory: flexory kolene		0	2	
Extenzory: patelární, Achillovy šlachy (alespoň jeden)		0	2	
Mezisosoučet I (max. 4)				
<b>E II. Volní pohyby v rámci synergií</b> , vleže na zádech		<b>žádná</b>	<b>částečná</b>	<b>plná</b>
Flexorová synergie: Maximální flexe kyčle (abdukce/zevní rotace), maximální flexe kolene a hlezenního kloubu (palpujeme distální šlachy pro ozřejmění aktivní flexe kolene)	Kyčel flexe	0	1	2
	Koleno flexe	0	1	2
	Kotník dorzální flexe	0	1	2
Extenzorová synergie: Z flexorové synergie do extenze/addukci kyčle, extenze kolene a plantární flexe v hleznu. Odpor je kladen pro zajištění aktivního pohybu, hodnotíme jak pohyb, tak svalovou sílu (srovnejte s nepostíženou stranou)	Kyčel extenze	0	1	2
	addukce	0	1	2
	Koleno extenze	0	1	2
Kotník plantární flexe	0	1	2	
Mezisosoučet II (max. 14)				
<b>E V. Normální aktivita reflexů</b> pozice vleže na zádech, hodnocena pouze v případě, že v části IV je dosaženo plného počtu 4 bodů; srovnejte s nepostíženou stranou		<b>hyper</b>	<b>zvýšeně výbavný</b>	<b>normální</b>
Reflexy	2 ze 3 reflexů výrazně hyperreflexní 1 reflex výrazně hyperreflexní nebo alespoň 2 reflexy zvýšeně výbavné maximálně jeden reflex zvýšeně výbavný, žádná hyperreflexie	0	1	2
flexory kolene, patelární, Achillovy šlachy				
Mezisosoučet V (max. 2)				
<b>E celkem</b> (max. 28)				
<b>F. KOORDINACE/RYCHLOST</b> pozice vleže na zádech, po provedení jednoho zkušebního testu oběma nohama, oči zavřené, pata na čéšku druhé nohy, 5x za sebou co nejrychleji		<b>zřetelné</b>	<b>částečné</b>	<b>žádné</b>
Tremor	minimálně jeden dokončený pohyb	0	1	2
Dysmetrie	výrazná nebo nesystematická mírná a systematická bez dysmetrie	0	1	2
Čas zdravé dolní končetiny	začátek i konec s nohou spočívající na lůžku/ vyšetřovacím stole	s		
Čas postižené dolní končetiny	začátek i konec s nohou spočívající na lůžku/ vyšetřovacím stole	s		
		<b>≥ 6s</b>	<b>2 - 5s</b>	<b>&lt; 2s</b>
Čas začátek i konec s nohou spočívající na lůžku/ vyšetřovacím stole	o 6 nebo více sekund pomalejší než nepostížená strana o 2 – 5 sekund pomalejší než nepostížená strana rozdíl menší než 2 sekundy	0	1	2
<b>F celkem</b> (max. 6)				

H. ČITÍ, pozice vleže na zádech oči zavřené, srovnejte s nepostiženou stranou		anestézie	hypestézie nebo dysestézie	normální
Lehký dotek	noha	0	1	2
	chodidlo	0	1	2
		méně než ¾ v pořádku nebo úplná ztráta	¾ v pořádku nebo výrazný rozdíl	100% v pořádku, minimální nebo žádný rozdíl
Pozice malé změny v pozici	kyčel	0	1	2
	koleno	0	1	2
	hlezo	0	1	2
	palec (IP kloub)	0	1	2
<b>H celkem (max. 12)</b>				

I. PASIVNÍ POHYB V KLOUBU zdravá dolní končetina, pozice vleže na zádech				SVALOVÁ SÍLA	J. BOLESTI V KLOUBU během pasivního pohybu		
	pouze pár stupňů (<10° v kyčli)	snížený	normální	0 bez svalového záškubu 1 svalový záškub, ale bez pohybu 2 pohyb s vyloučením gravitace 3 pohyb proti gravitaci 4 pohyb proti střednímu odporu 5 pohyb proti značnému odporu	výrazná bolest během pohybu anebo velmi znatelná bolest na konci pohybu	mírná bolest	žádná bolest
<b>Kyčel</b>							
Flexe	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
Abdukce	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
Zevní rotace	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
Vnitřní rotace	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
<b>Koleno</b>							
Flexe	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
Extenze	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
<b>Kotník</b>							
Dorzální flexe	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
Plantární flexe	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
<b>Chodidlo</b>							
Pronace	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
Supinace	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
I. PASIVNÍ POHYB V KLOUBU postižená dolní končetina, pozice vleže na zádech				SVALOVÁ SÍLA	J. BOLESTI V KLOUBU během pasivního pohybu		
	pouze pár stupňů (<10° v kyčli)	snížený	normální	0 bez svalového záškubu 1 svalový záškub, ale bez pohybu 2 pohyb s vyloučením gravitace 3 pohyb proti gravitaci 4 pohyb proti střednímu odporu 5 pohyb proti značnému odporu	výrazná bolest během pohybu anebo velmi znatelná bolest na konci pohybu	mírná bolest	žádná bolest
<b>Kyčel</b>							
Flexe	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
Abdukce	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
Zevní rotace	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
Vnitřní rotace	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
<b>Koleno</b>							
Flexe	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
Extenze	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
<b>Kotník</b>							
Dorzální flexe	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
Plantární flexe	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2
<b>Chodidlo</b>							
Pronace	0	1	2	0 1 2 3 4 5	0	1	2

Supinace	0	1	2	0	1	2	3	4	5	0	1	2
<b>Celkem (max. 20)</b>										<b>Celkem (max. 20)</b>		

VYŠETŘENÍ SPASTICITY	<b>Modifikovaná Ashworthova škála</b> 0 Žádný vzestup svalového tonu 1 Lehký vzestup tonu (zadrhnutí a uvolnění, minimální odpor ke konci pohybu) 1+ Lehký vzestup tonu (zadrhnutí a uvolnění během necelé poloviny rozsahu pohybu) 2 Významnější vzestup tonu během celého pohybu, pohyb je snadný 3 Výrazný vzestup tonu, pohyb je obtížný 4 Postižená část je ztuhlá do flexe i extenze	Tardieuova škála		
		Rychlost protažení	Kvalita kontrakce (X)	Úhel reakce (Y)
<b>Kotník</b> M. Tibialis anterior				
<b>Koleno</b> M. gastrocnemius medialis M. biceps femoris M. rectus femoris				

<b>TRUNK CONTROL TEST, pozice vleže na zádech</b>				
<b>Přetočení na zdravou stranu</b>	nezvládne bez asistence používá abnormální způsob, bez asistence normální způsob	0	12	25
<b>Přetočení na paretickou stranu</b>	nezvládne bez asistence používá abnormální způsob, bez asistence normální způsob	0	12	25
<b>Vertikalizace přes paretický bok do sedu</b>	nezvládne bez asistence používá abnormální způsob, bez asistence normální způsob	0	12	25
<b>Sed bez opory chodidel a horních končetin, vydržet v této pozici 30 s</b>	nezvládne bez asistence přidrží se horními končetinami lehátka normální způsob	0	12	25
<b>Celkem (max. 100)</b>				
<50 bodů 6 týdnů po CMP		nízká pravděpodobnost zotavení		

<b>E III. Volní pohyby kombinující synergie</b> pozice vsedě, koleno 10 cm od okraje židle/postele, <b>chodidlo se dotýká země</b>		žádná	částečná	plná
<b>Flexe kolene</b> z aktivní nebo pasivní extenze kolene	bez aktivního pohybu aktivní flexe méně než 90°, palpujeme šlachy hamstringů aktivní flexe více než 90°	0	1	2
<b>Dorzální flexe hlezna</b> <b>pata je na zemi</b> , srovnajte s nepostíženou stranou	bez aktivního pohybu omezená dorzální flexe plná dorzální flexe	0	1	2
Mezisoučet III (max. 4)				
<b>E IV. Volní pohyby s malou nebo žádnou synergií</b> Pozice ve stoje, kyčel v nulovém postavení		žádná	částečná	plná
<b>Flexe kolene do 90°</b> kyčel 0°, povolena opora pro udržení rovnováhy	bez aktivního pohybu nebo okamžitá simultánní flexe kyčle flexe kolene méně než 90° a/nebo flexe kyčle během pohybu flexe kolene alespoň 90° bez simultánní flexe kyčle	0	1	2
<b>Dorzální flexe hlezna</b> <b>pata je na zemi</b> , srovnajte s nepostíženou stranou	bez aktivního pohybu omezená dorzální flexe plná dorzální flexe	0	1	2
Mezisoučet IV (max. 4)				

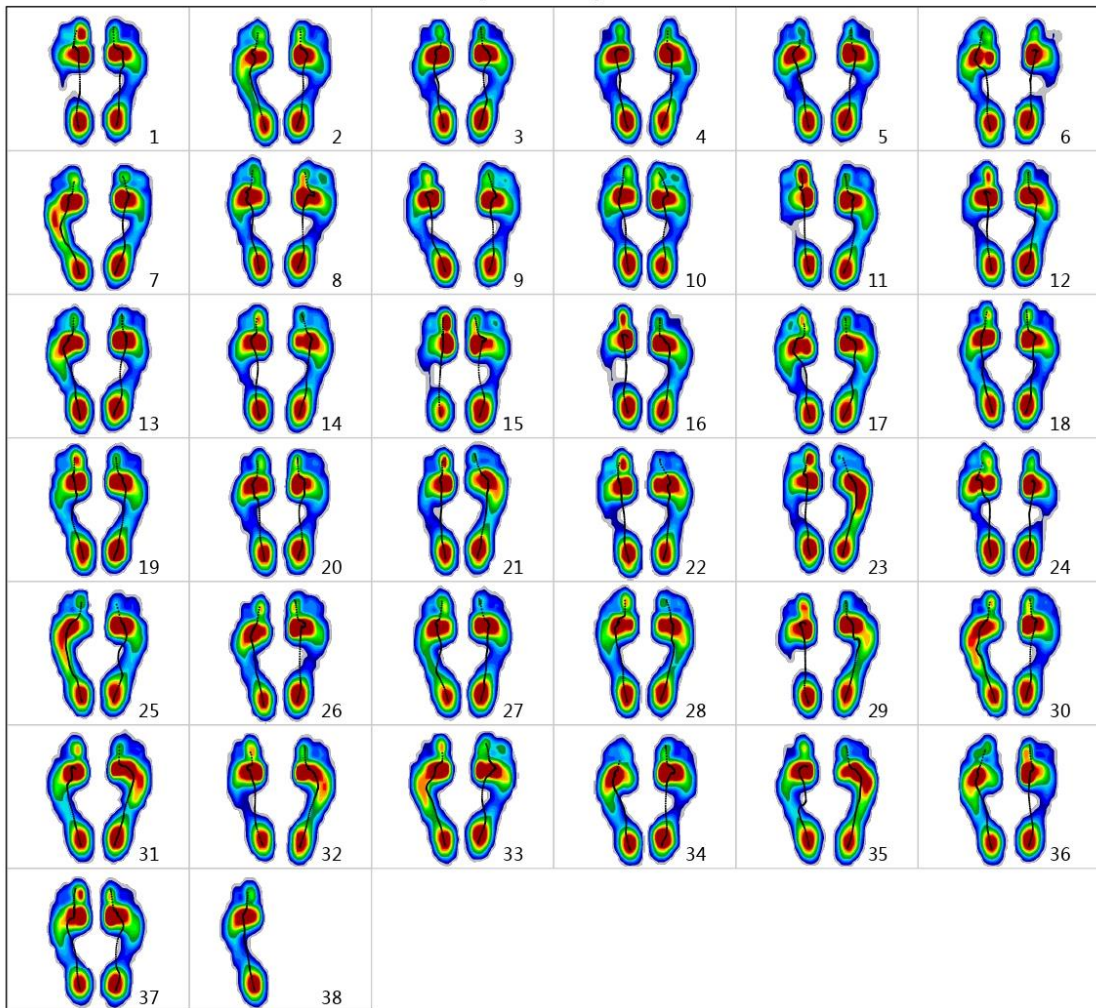
<b>E. DOLNÍ KONČETINA</b>	/28
<b>F. KOORDINACE/Rychlost</b>	/6
<b>CELKEM E-F (motorická funkce)</b>	/34

<b>H. ČITÍ</b>	/12
<b>I. PASIVNÍ POHYB KLOUBU</b>	/20
<b>J. BOLEST KLOUBU</b>	/20

**Příloha 5** Analýza chůze na chodícím páse se zabudovanou tlakovou plošinou Zebris – ukázka parametrů chůze zdravého probanda

**Pressure plots**

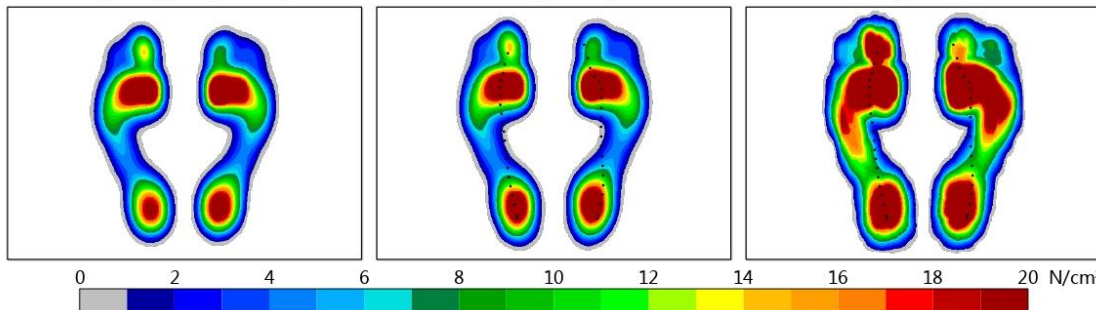
**Separate footprints**



**Single support, average**

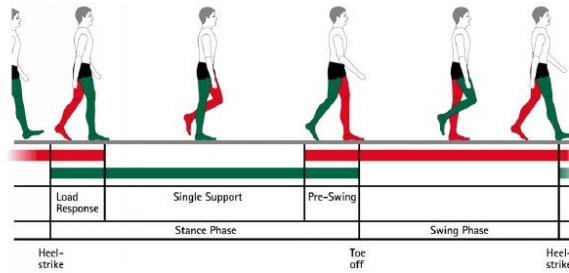
**Stance, average**

**Stance, maximum**





## Gait parameters



### Geometry

Foot rotation, degree	L	9,2±2,4	-15°		15°
	R	10,4±2,0			
Step length, cm	L	58±2			140 cm
	R	54±3			
Stride length, cm		112±4			
Step width, cm		7±2			

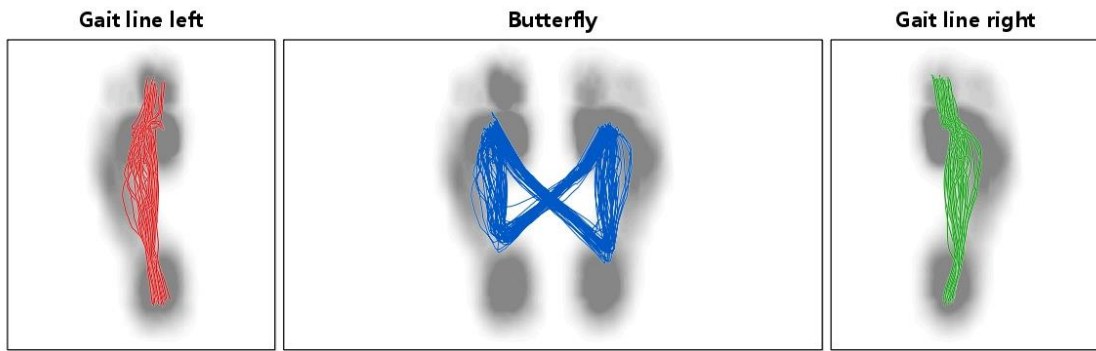
### Phases

Stance phase, %	L	64,0±1,4			100 %
	R	64,0±1,6			
Load response, %	L	14,8±1,2			
	R	13,2±0,9			
Mid stance, %	L	35,9±1,5			
	R	36,1±1,3			
Pre-Swing, %	L	13,2±0,9			
	R	14,8±1,2			
Swing phase, %	L	36,0±1,4			
	R	36,0±1,6			
Double stance phase, %		28,0±1,3			

### Timing

Step time, sec	L	0,78±0,...			2 sec
	R	0,81±0,...			
Stride time, sec		1,59±0,...			
Cadence, steps/min		76±3			100 steps/min
Velocity, km/h		2,5±0,1			4 km/h

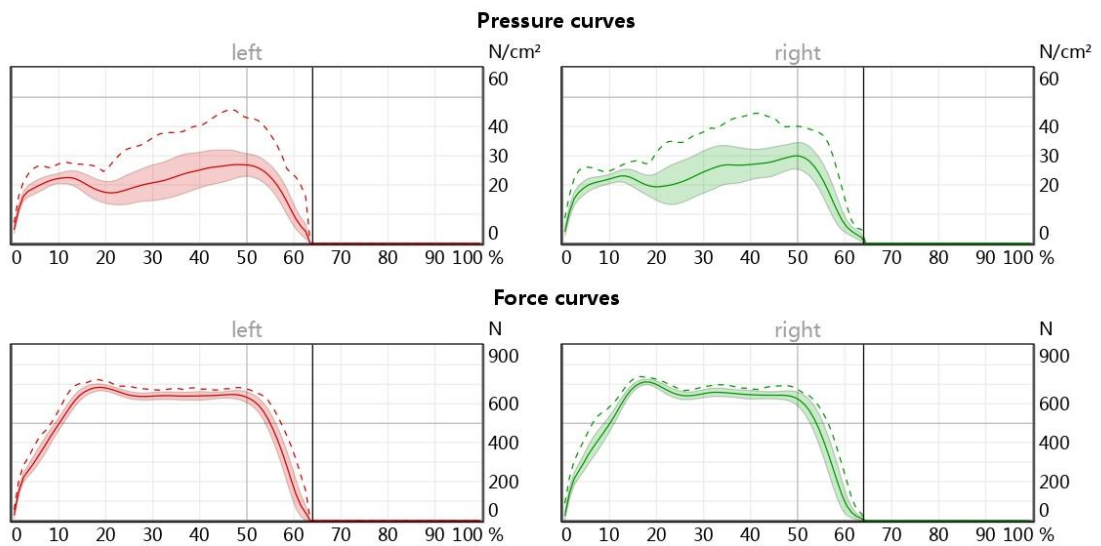
## COP analysis



### Butterfly parameters

Length of gait line, mm	L	210,6±...		300 mm
	R	221,7±...		
Single support line, mm	L	101,4±...		
	R	117,8±...		
Ant/post position, mm		155,3±...		
Lateral symmetry, mm		-3,7±3,6		150 mm

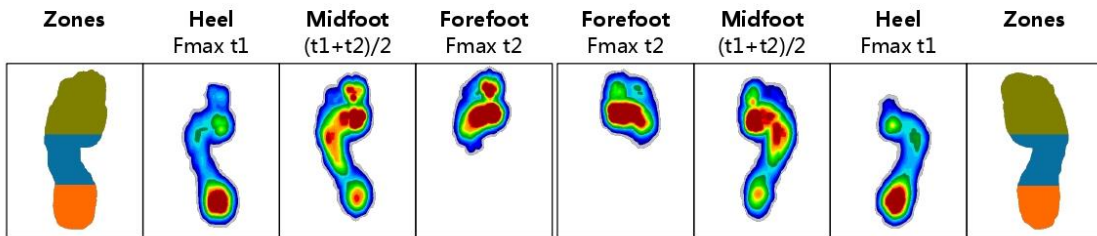
## Force and pressure



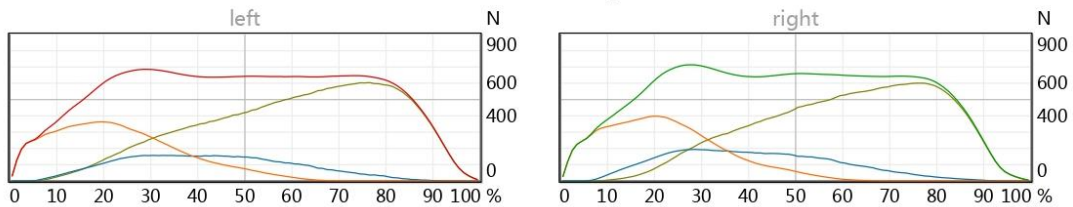
### Force parameters

Maximum force1, N	L	684,1		900 N
	R	711,9		
Time maximum force1, %	L	18		100%
	R	17		
Maximum force2, N	L	647,0		900 N
	R	643,6		
Time maximum force2, %	L	46		100%
	R	46		

### Three foot zone analysis



### Force overlay



### Load change

Time change heel to forefoot, sec	L	0,3±0,0		0.5 sec
	R	0,3±0,0		
Time change heel to forefoot, %	L	29,7±3,9		100%
	R	30,5±4,3		

### Maximum force, N

Forefoot	L	631,4±1...		900 N
	R	628,7±2...		
Midfoot	L	208,0±9...		
	R	229,0±6...		
Heel	L	382,1±2...		
	R	420,8±3...		

**Maximum pressure, N/cm<sup>2</sup>**

Forefoot	L	30,7±6,2		60 N/cm <sup>2</sup>
	R	35,5±5,3		
Midfoot	L	12,9±3,4		
	R	15,2±4,5		
Heel	L	23,9±2,2		
	R	24,4±2,1		

**Time maximum force, % of stance time**

Forefoot	L	73,3±5,1		100%
	R	73,0±5,2		
Midfoot	L	39,0±11,0		
	R	35,2±10,4		
Heel	L	18,3±3,5		
	R	19,4±3,3		

**Contact time, % of stance time**

Forefoot	L	92,5±1,0		100%
	R	89,8±1,8		
Midfoot	L	83,6±4,4		
	R	84,0±1,9		
Heel	L	59,8±6,3		
	R	57,3±5,2		

**Příloha 6** Klinické testy chůze u zdravých probandů

zdraví probandi	minimum	maximun	dolní kvartil	horní kvartil
FAC	5,00	5,00	5,00	5,00
10 MWT (m/s)	1,10	1,66	1,31	1,53
10 MWT max (m/s)	1,60	2,11	1,81	1,90
TUG (s)	4,44	7,27	5,34	6,25
TUG + kog. (s)	5,18	8,40	5,88	7,18

**Legenda:** FAC – Functional Ambulation Category, 10MWT – 10 Meter Walk Test, 10MWTmax – 10 Meter Walk Test v maximální rychlosti, TUG – Timed Up and Go test, TUGkog – Timed Up and Go test v kognitivní verzi

**Příloha 7** Klinické testy chůze u pacientů po CMP

CMP	minimum	maximun	dolní kvartil	horní kvartil
FAC	1,00	3,00	1,00	3,00
10 MWT (m/s)	0,001	2,42	0,10	1,12
10 MWT max (m/s)	0,001	2,06	0,18	1,86
TUG (s)	8,52	32,36	11,72	24,80
TUG + kog. (s)	10,60	45,91	13,00	31,18

**Legenda:** CMP – cévní mozková příhoda, FAC – Functional Ambulation Category, 10MWT – 10 Meter Walk Test, 10MWTmax – 10 Meter Walk Test

v maximální rychlosti, TUG – Timed Up and Go test, TUGkog – Timed Up and Go test v kognitivní verzi

### Příloha 8 FMA-LE u zdravých probandů

zdraví probandi	minimum	maximun	dolní kvartil	horní kvartil
E. dolní končetina	25,00	28,00	27,00	28,00
F. rychlost/koordinace	5,00	6,00	6,00	6,00
celkem E. + F. (motorická funkce)	31,00	34,00	33,00	34,00
H. čítí	11,00	12,00	12,00	12,00
I. pasivní pohyb v kloubu DK	18,00	20,00	19,00	20,00
J. bolesti v kloubu DK	20,00	20,00	20,00	20,00
rychlost nepostížené (nedominantní) končetiny (s)	4,83	11,17	6,42	7,96
rychlost postižené (dominantní) končetiny (s)	4,54	12,19	6,34	8,66
rozdíl v rychlosti mezi končetinami (s)	0,04	3,15	0,00	1,02
TCT	100,00	100,00	100,00	100,00
SS – svalová síla	48,00	50,00	48,00	50,00

**Legenda:** DK – dolní končetina, TCT – Trunk Control Test

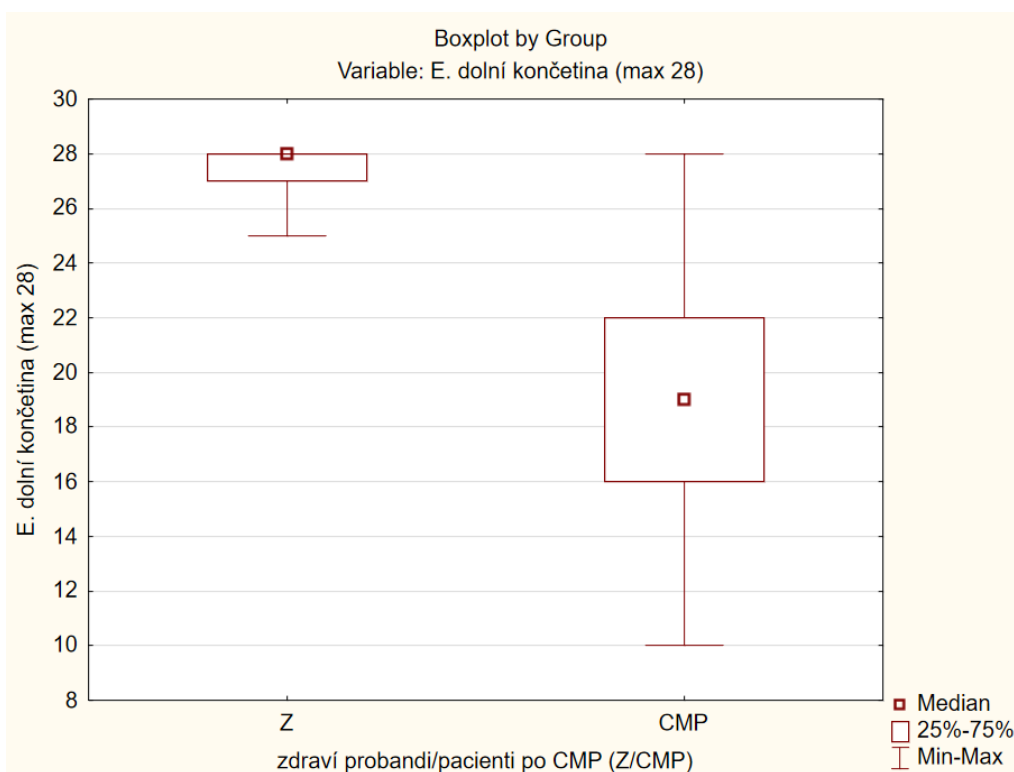
### Příloha 9 FMA-LE u pacientů po CMP

CMP	minimum	maximun	dolní kvartil	horní kvartil
E. dolní končetina	10,00	28,00	16,00	22,00
F. rychlost/koordinace	0,00	6,00	2,00	4,00
celkem E. + F. (motorická funkce)	10,00	34,00	19,00	27,00
H. čítí	7,00	12,00	9,00	12,00
I. pasivní pohyb v kloubu DK	12,00	20,00	15,00	19,00
J. bolesti v kloubu DK	18,00	20,00	20,00	20,00
rychlost nepostížené (nedominantní) končetiny (s)	6,40	23,50	9,26	15,10
rychlost postižené (dominantní) končetiny (s)	8,13	41,10	13,93	21,00
rozdíl v rychlosti mezi končetinami (s)	0,30	29,56	2,00	7,90
TCT	24,00	100,00	61,00	100,00

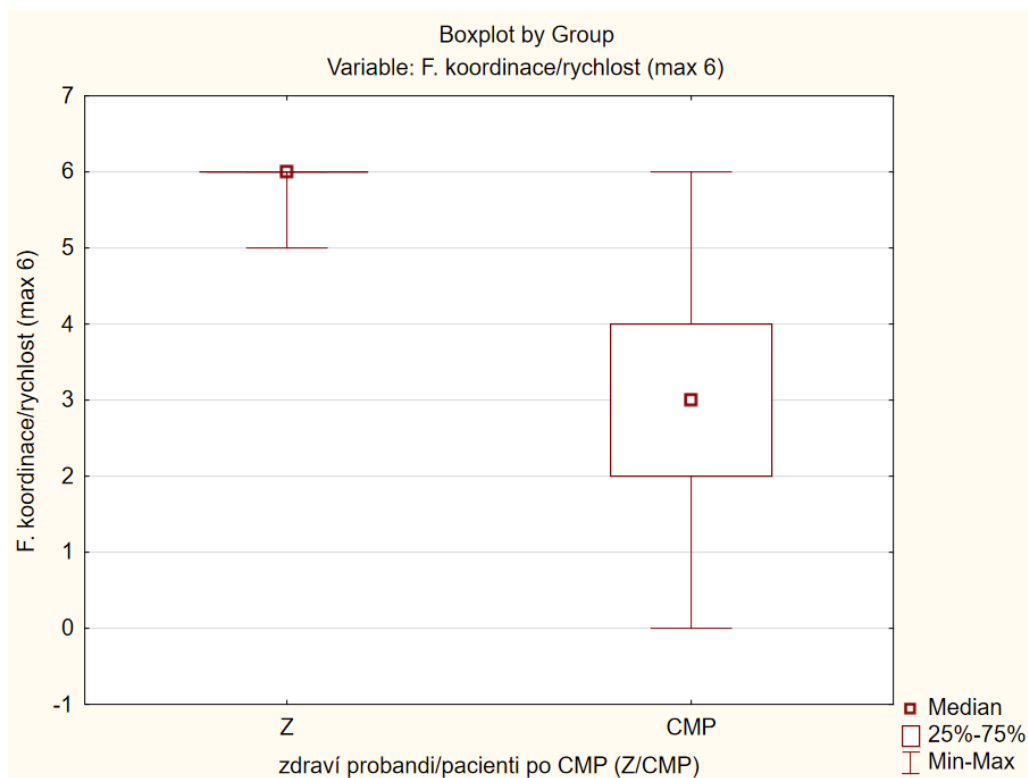
SS – svalová síla	14,00	48,00	34,00	42,00
-------------------	-------	-------	-------	-------

**Legenda:** CMP- cévní mozková příhoda, DK – dolní končetina, TCT – Trunk Control Test

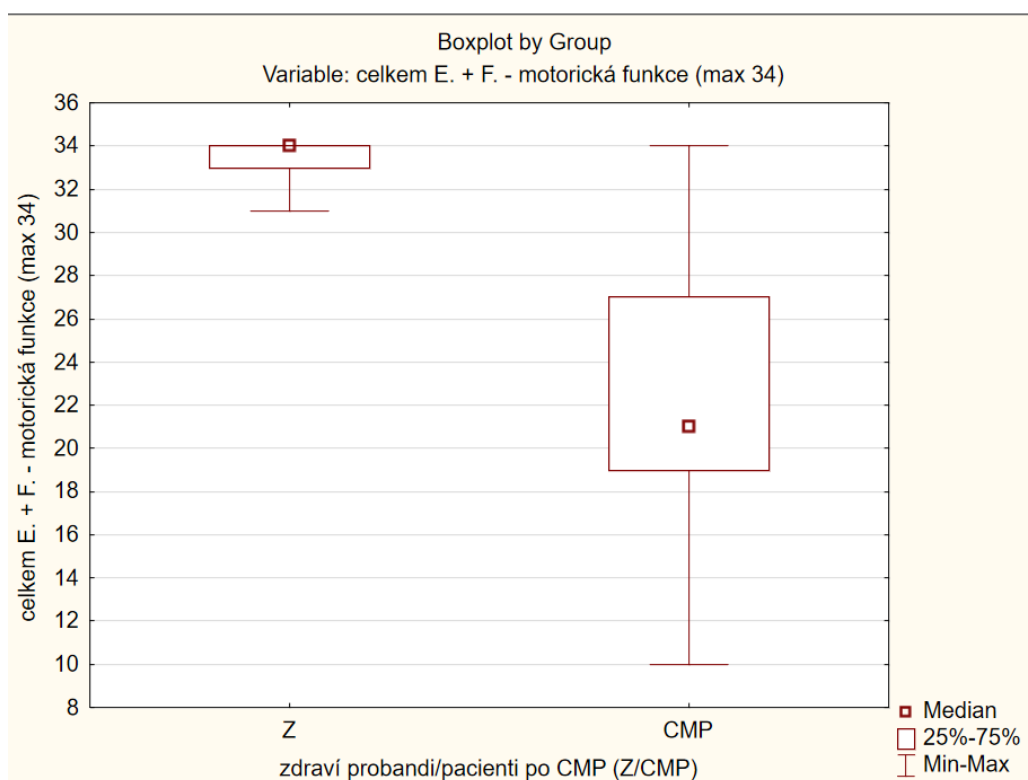
**Příloha 10** Grafické znázornění FMA-LE (kategorie E.) u zdravých probandů a pacientů po CMP



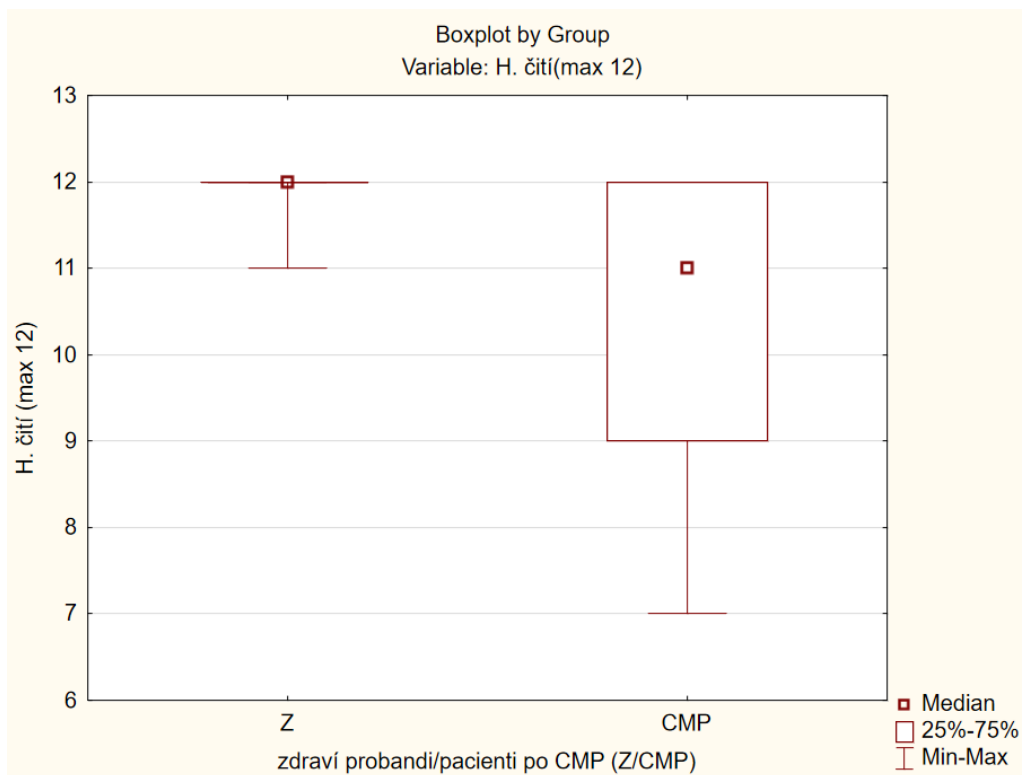
**Příloha 11** Grafické znázornění FMA-LE (kategorie F.) u zdravých probandů a pacientů po CMP



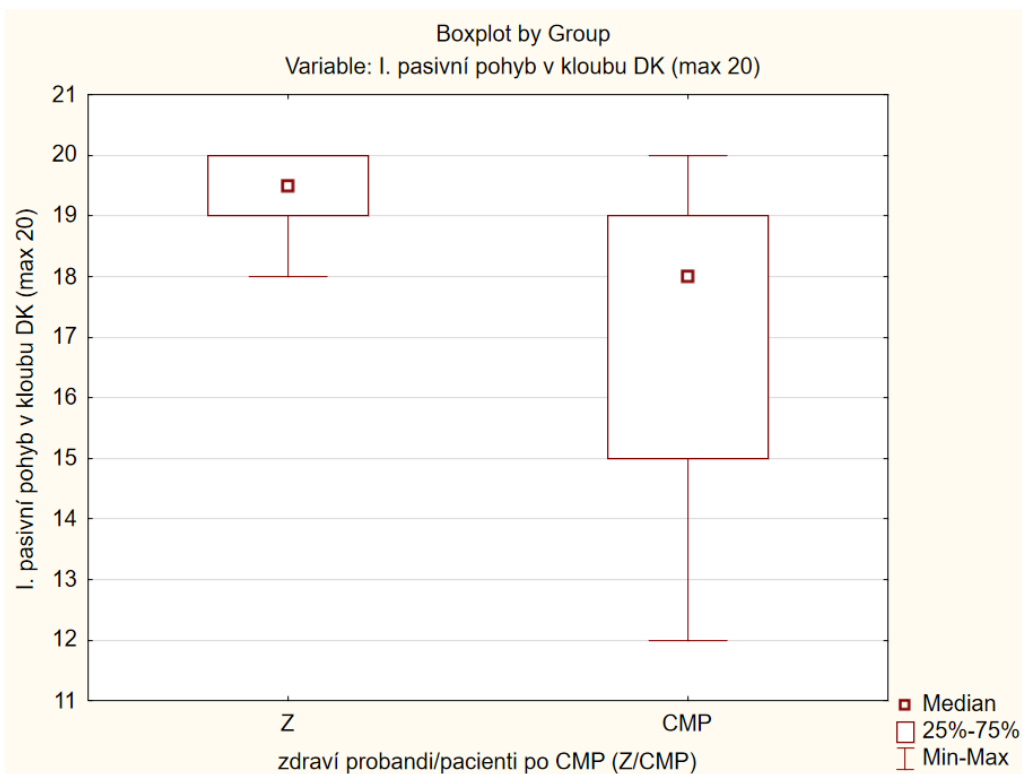
**Příloha 12** Grafické znázornění FMA-LE (kategorie E. + F.) u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Příloha 13** Grafické znázornění FMA-LE (kategorie H.) u zdravých probandů a pacientů po CMP



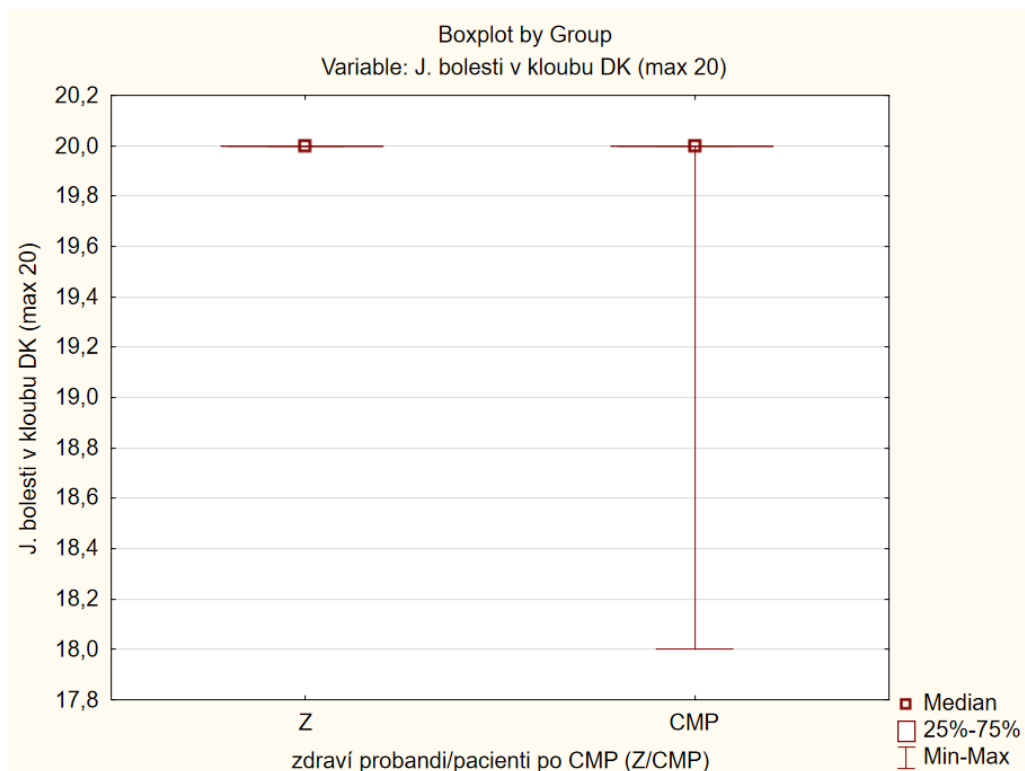
**Příloha 14** Grafické znázornění FMA-LE (kategorie I.) u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Legenda:** DK – dolní končetina

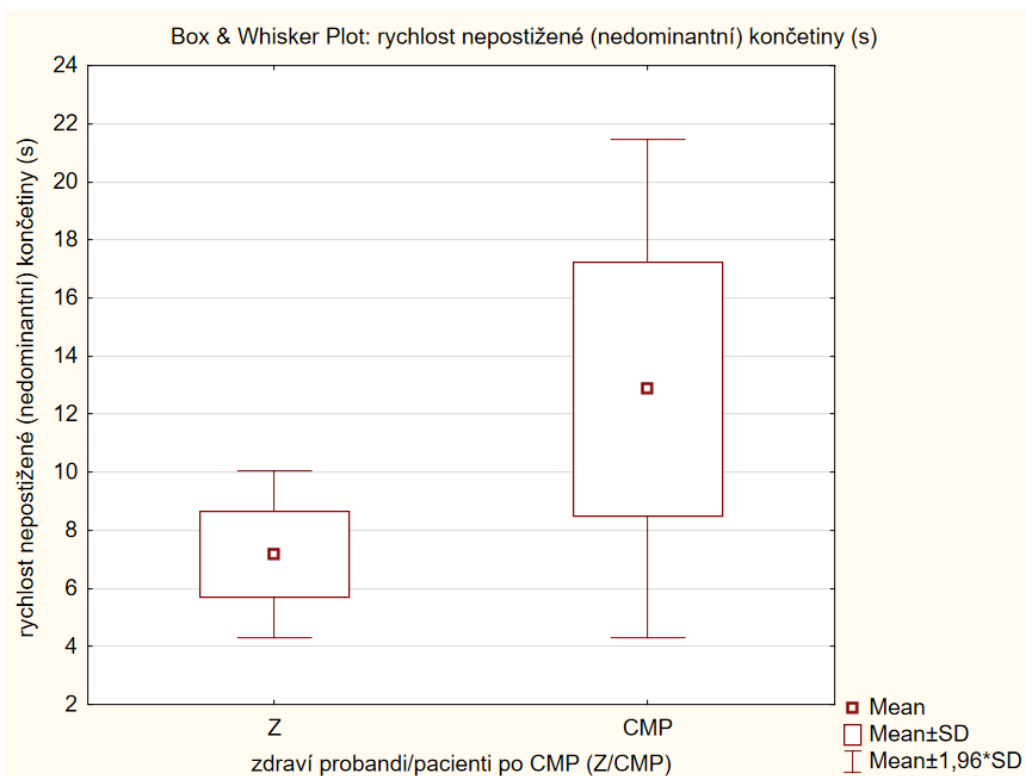


**Příloha 15** Grafické znázornění FMA-LE (kategorie J.) u zdravých probandů a pacientů po CMP

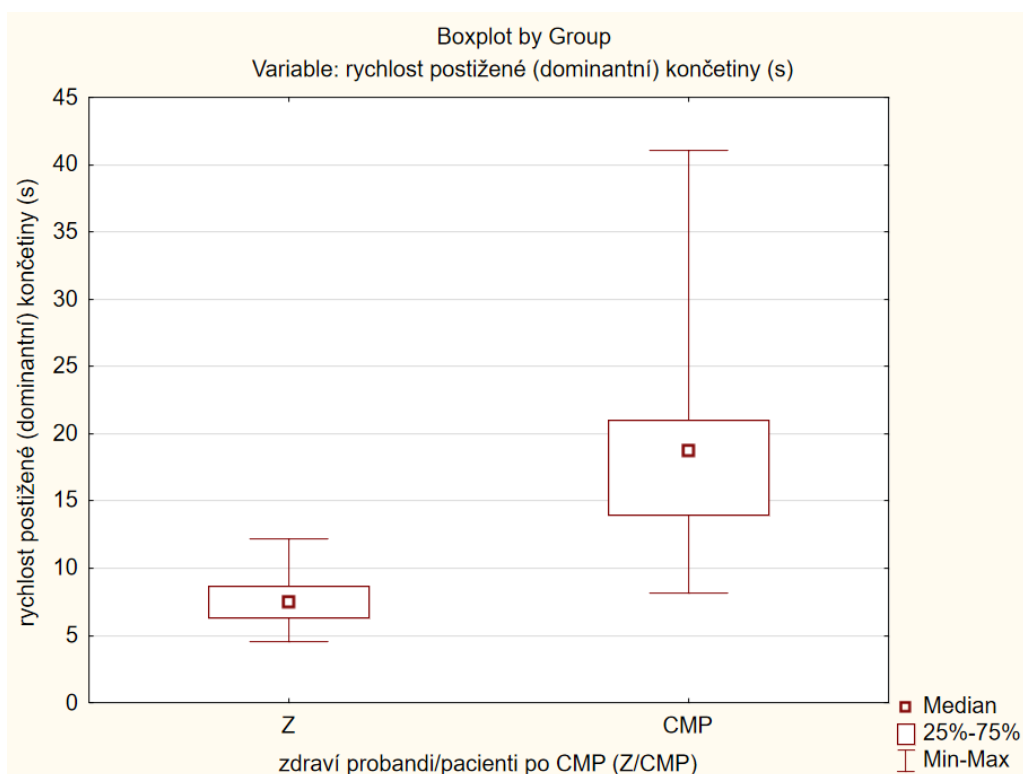


**Legenda:** DK – dolní končetina, TCT – Trunk Control Test

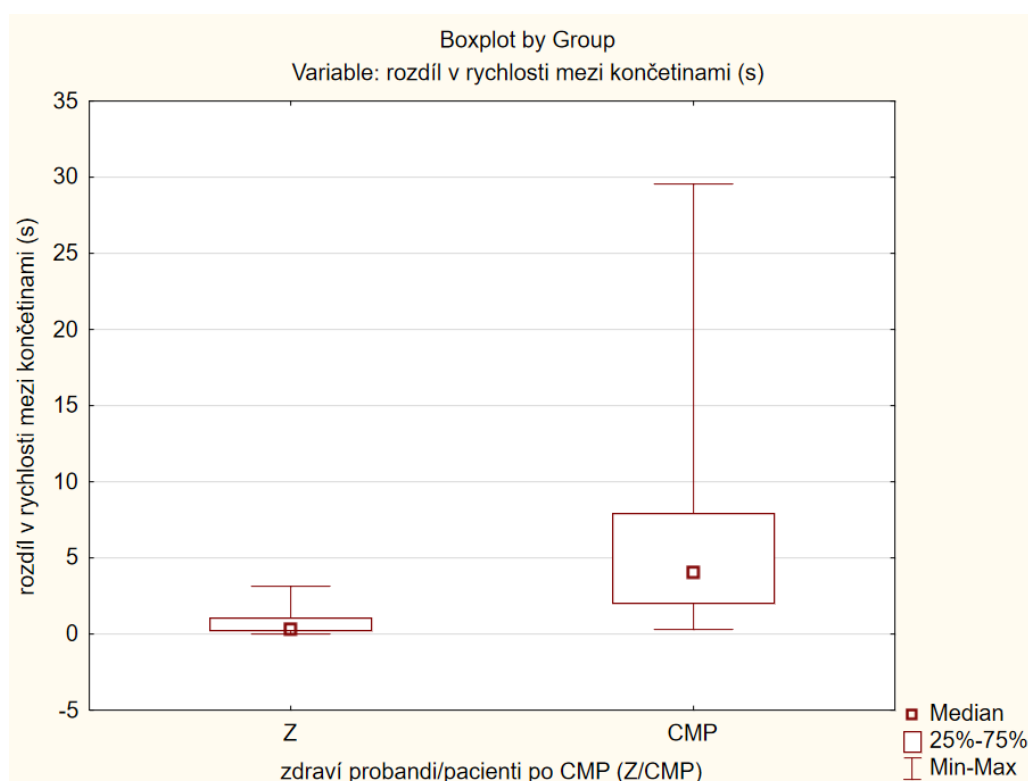
**Příloha 16** Grafické znázornění FMA-LE (kategorie rychlost nepostižené (nedominantní) končetiny) u zdravých probandů a pacientů po CMP



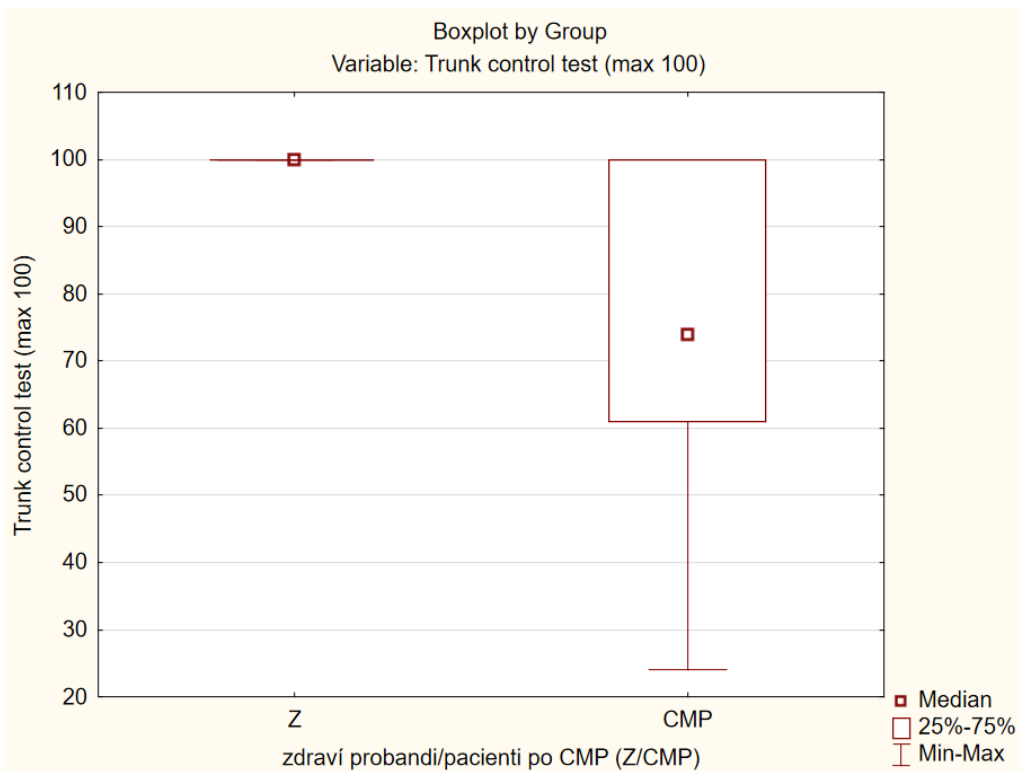
**Příloha 17** Grafické znázornění FMA-LE (kategorie rychlost postižené (dominantní) končetiny) u zdravých probandů a pacientů po CMP



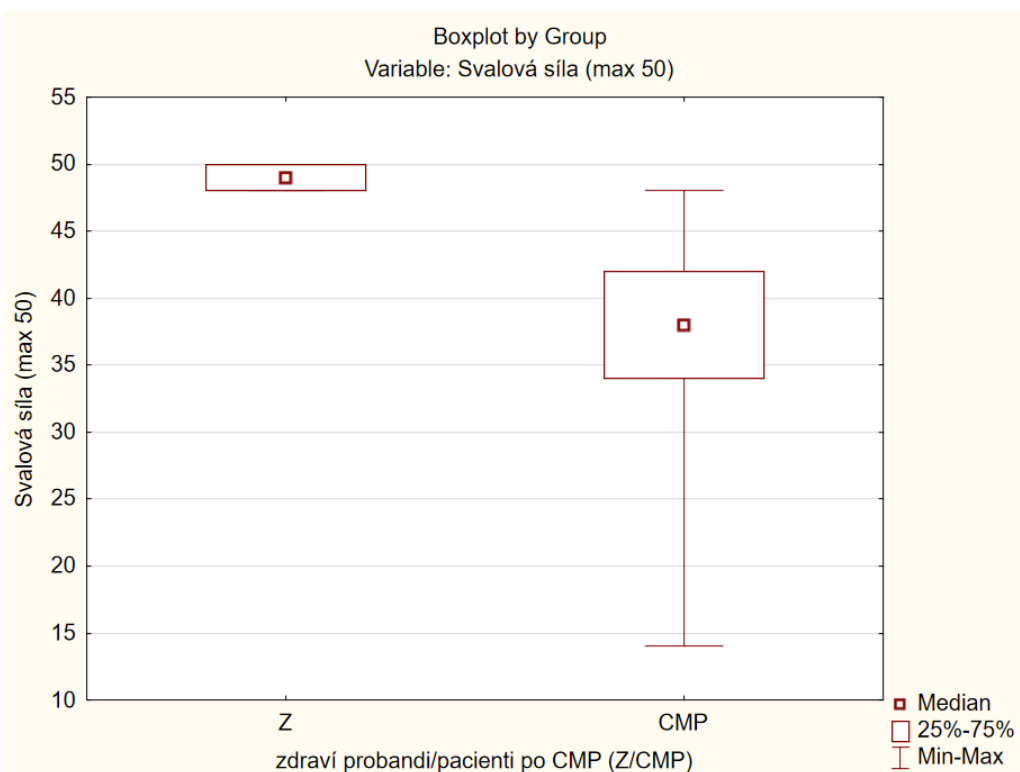
**Příloha 18** Grafické znázornění FMA-LE (kategorie rozdíl v rychlosti mezi končetinami) u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Příloha 19** Grafické znázornění FMA-LE (kategorie TCT) u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Příloha 20** Grafické znázornění FMA-LE (kategorie SS) u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Příloha 21** Subjektivně zvolená rychlost zdravými probandy

zdraví probandi	minimum	maximun	dolní kvartil	horní kvartil
pohodlná rychlost (km/h)	1,50	3,30	2,50	3,05
maximální rychlost (km/h)	2,40	5,10	4,10	5,10

**Příloha 22** Subjektivně zvolená rychlost pacienty po CMP

CMP	minimum	maximun	dolní kvartil	horní kvartil
pohodlná rychlost (km/h)	0,50	1,80	0,60	1,20
maximální rychlost (km/h)	0,50	2,00	1,10	1,50

**Legenda:** CMP – cévní mozková příhoda

**Příloha 23** Časoprostorové parametry chůze u zdravých probandů

zdraví probandi	minimum	maximun	dolní kvartil	horní kvartil
Step length, cm - hemi/dominant	28,00	58,00	47,00	52,00
Step length, cm - non-hemi/non-dominant	31,00	56,00	46,50	52,50
Stride length, cm	58,00	113,00	94,50	104,00
Step width, cm	7,00	20,00	9,00	14,00
Stance phase, % - hemi/dominant	61,90	68,50	63,85	65,85
Stance phase, % - non-hemi/non-dominant	61,80	67,70	62,80	65,50
Swing phase, % - hemi/dominant	31,50	38,10	34,15	36,15
Swing phase, % - non-hemi/non-dominant	32,30	38,20	34,50	37,20
Double stance phase, %	23,70	36,20	26,65	31,15
Cadence, steps/min	76,00	106,00	87,00	99,00
Single support line, mm hemi/dominant	61,60	140,50	84,20	111,65
Single support line, mm non-hemi/non-dominant	55,50	130,10	81,70	115,50

**Legenda:** hemi – hemiparetická strana, dominant – dominantní strana, non-hemi – neparetická strana, non-dominant – nedominantní strana

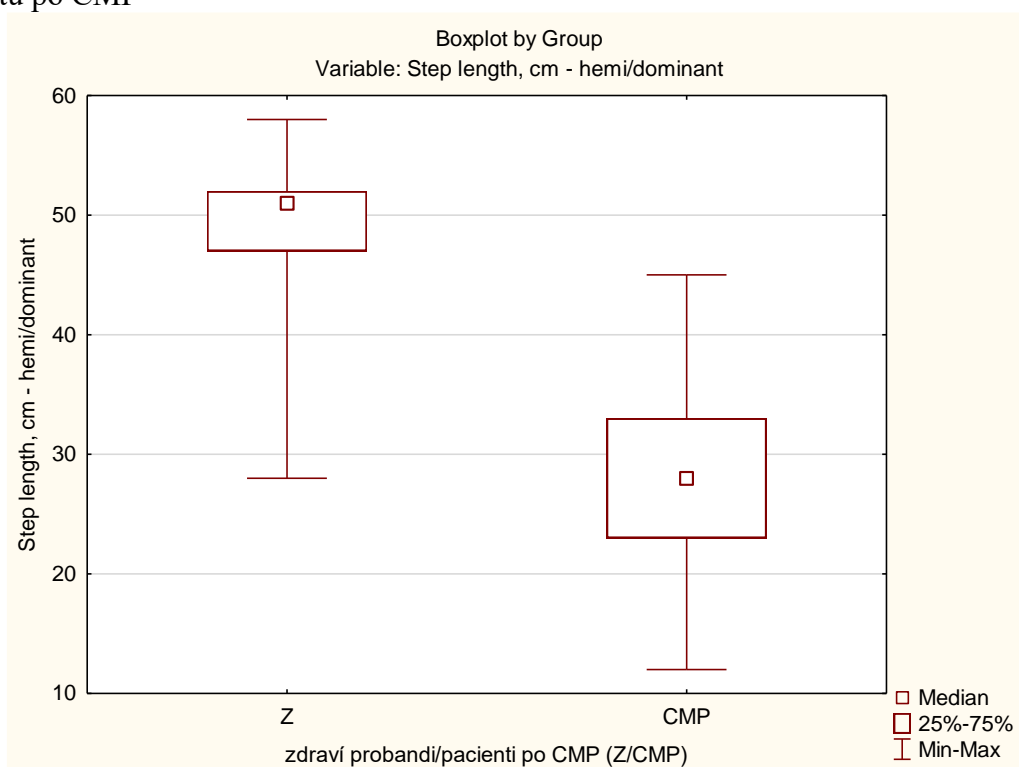
**Příloha 24** Časoprostorové parametry chůze u pacientů po CMP

CMP	minimum	maximun	dolní kvartil	horní kvartil
Step length, cm - hemi/dominant	12,00	45,00	23,00	33,00
Step length, cm - non-hemi/non-dominant	-1,00	45,00	13,00	34,00
Stride length, cm	23,00	82,00	37,00	61,00

Step width, cm	7,00	15,00	8,00	12,00
Stance phase, % - hemi/dominant	57,00	72,00	63,80	69,00
Stance phase, % - non-hemi/non-dominant	65,00	81,10	68,40	74,50
Swing phase, % - hemi/dominant	15,00	43,00	30,80	35,10
Swing phase, % - non-hemi/non-dominant	18,90	34,00	23,00	31,60
Double stance phase, %	31,30	49,00	33,80	42,00
Cadence, steps/min	39,00	104,00	54,00	78,00
Single support line, mm hemi/dominant	21,20	114,20	27,40	71,60
Single support line, mm non-hemi/non-dominant	27,90	119,80	47,80	78,90

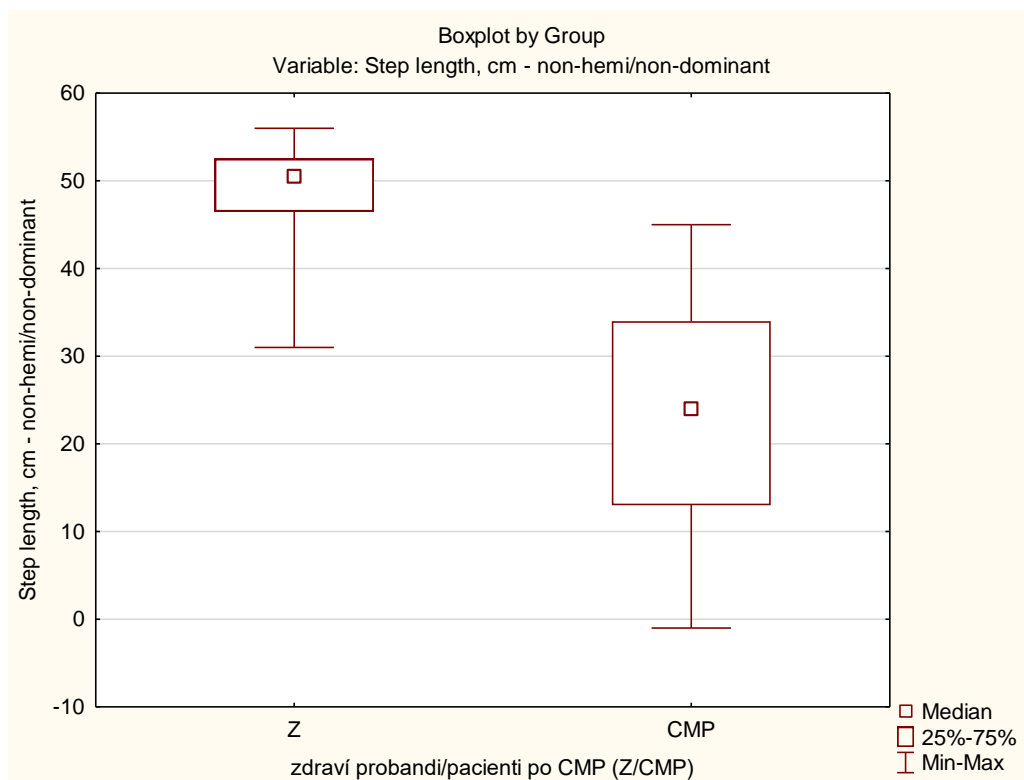
**Legenda:** CMP- cévní mozková příhoda, hemi – hemiparetická strana, dominant – dominantní strana, non-hemi – neparetická strana, non-dominant – nedominantní strana

**Příloha 25** Grafické znázornění – Step length, cm - hemi/dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP



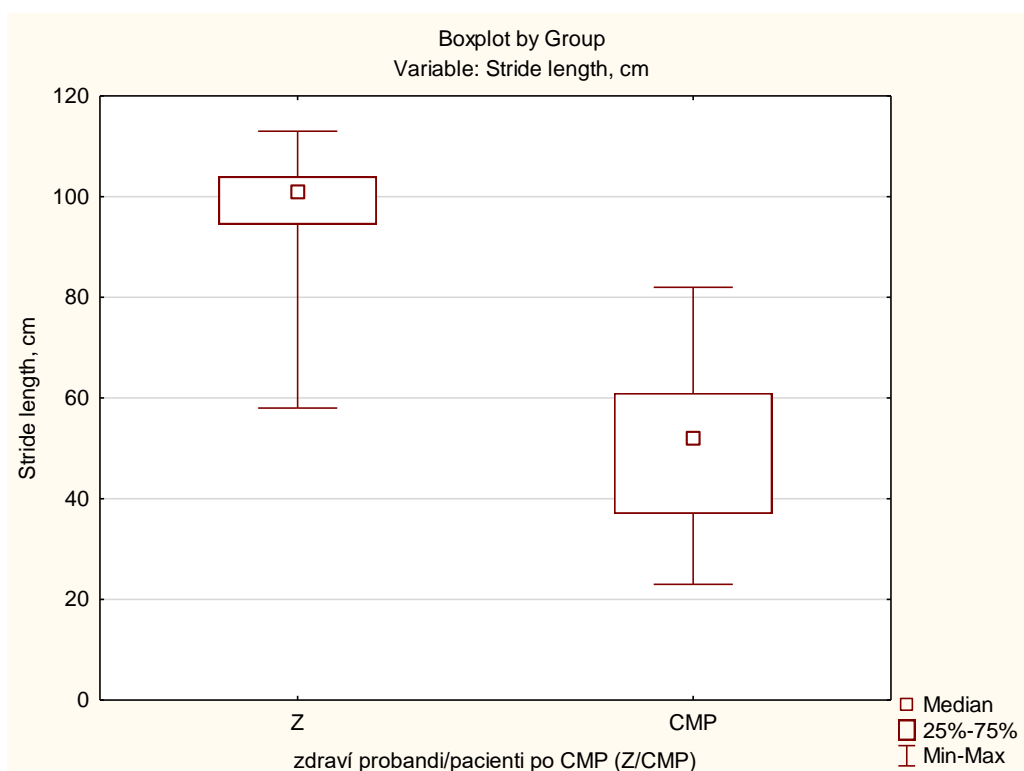
**Legenda:** hemi – hemiparetická strana, dominant – dominantní strana

**Příloha 26** Grafické znázornění – Step length, cm - non-hemi/non-dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP

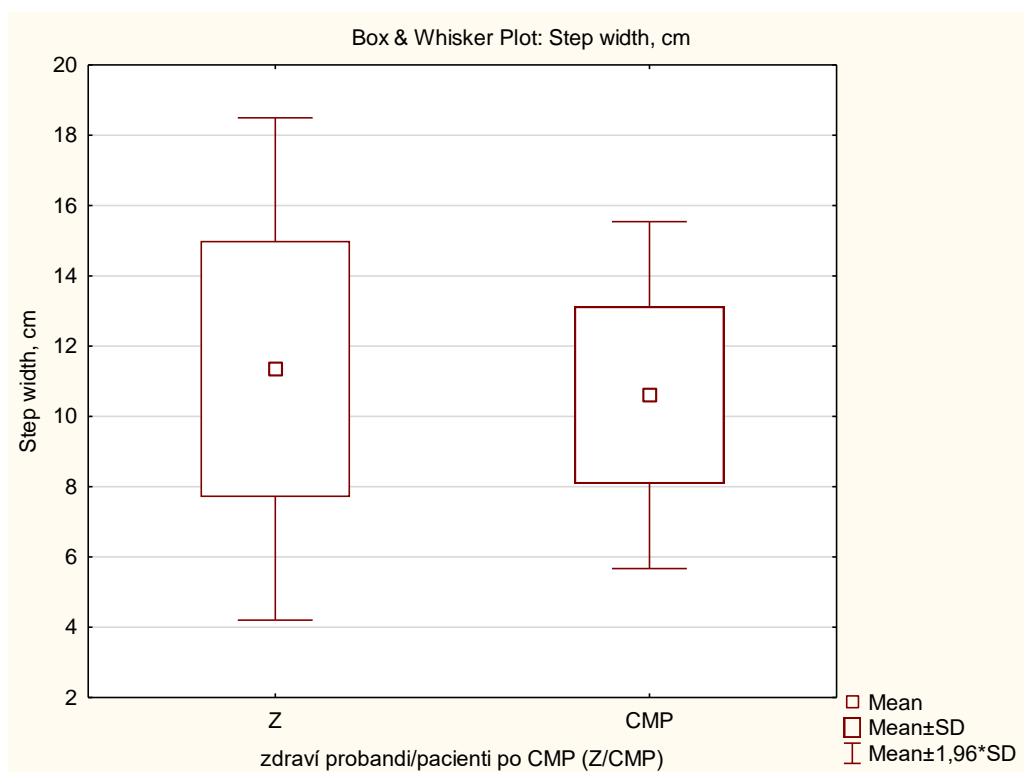


**Legenda:** non-hemi – neparetická strana, non-dominant – nedominantní strana

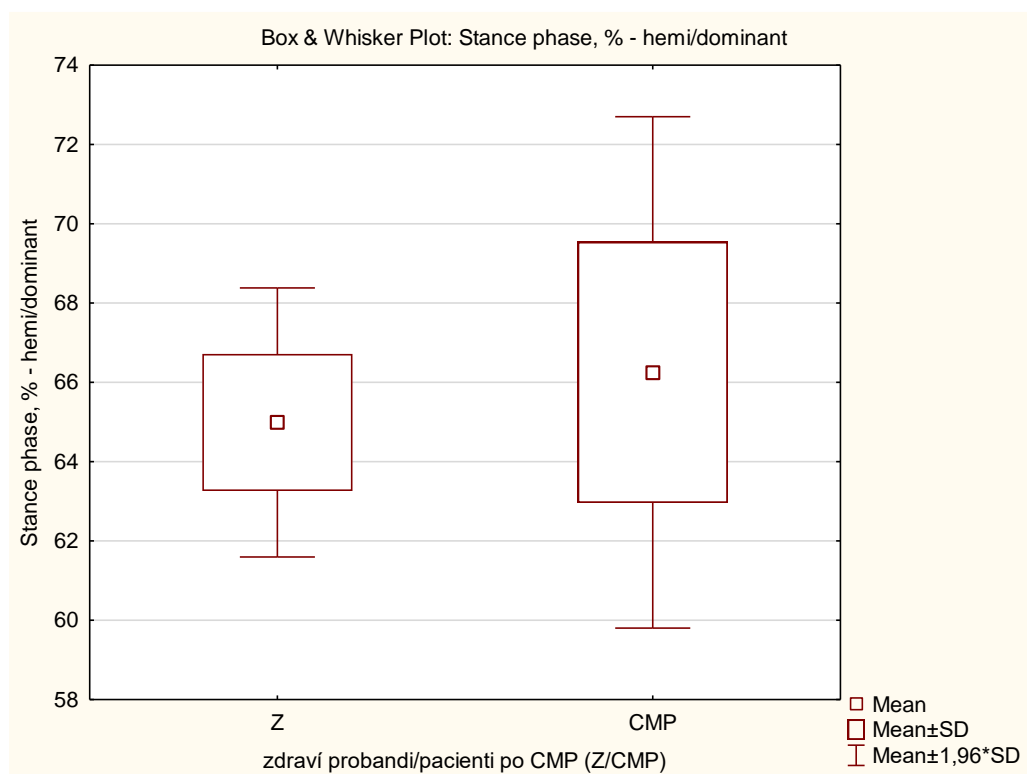
**Příloha 27** Grafické znázornění – Stride length, cm - u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Příloha 28** Grafické znázornění – Step width, cm - u zdravých probandů a pacientů po CMP

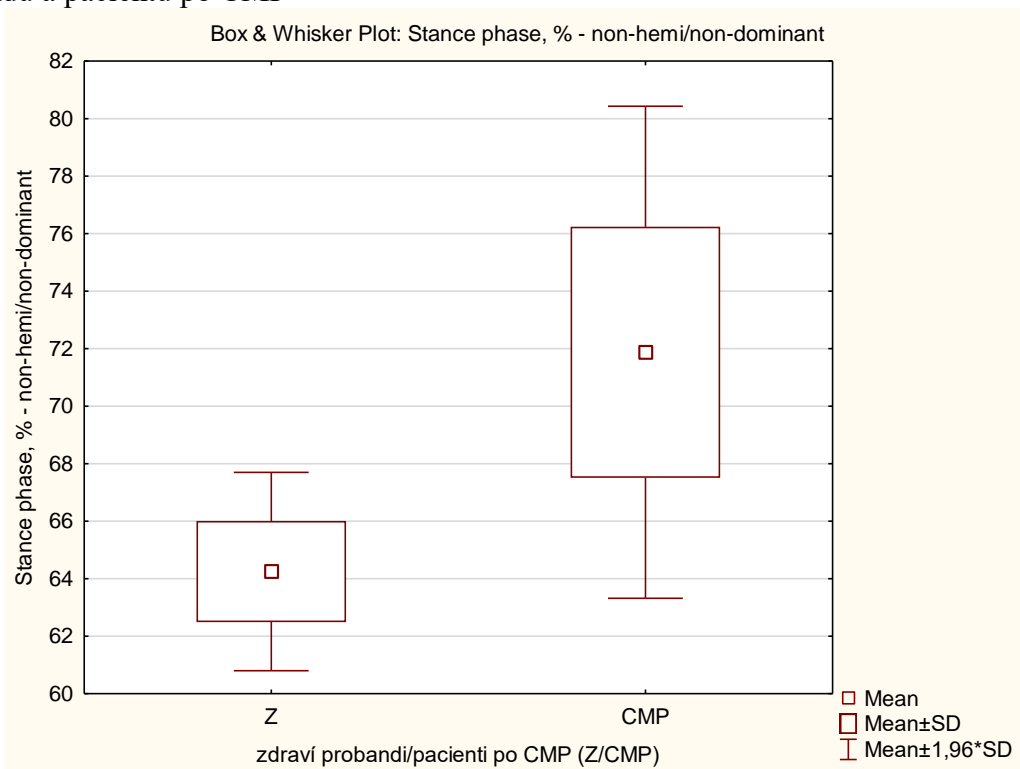


**Příloha 29** Grafické znázornění – Stance phase, % - hemi/dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP



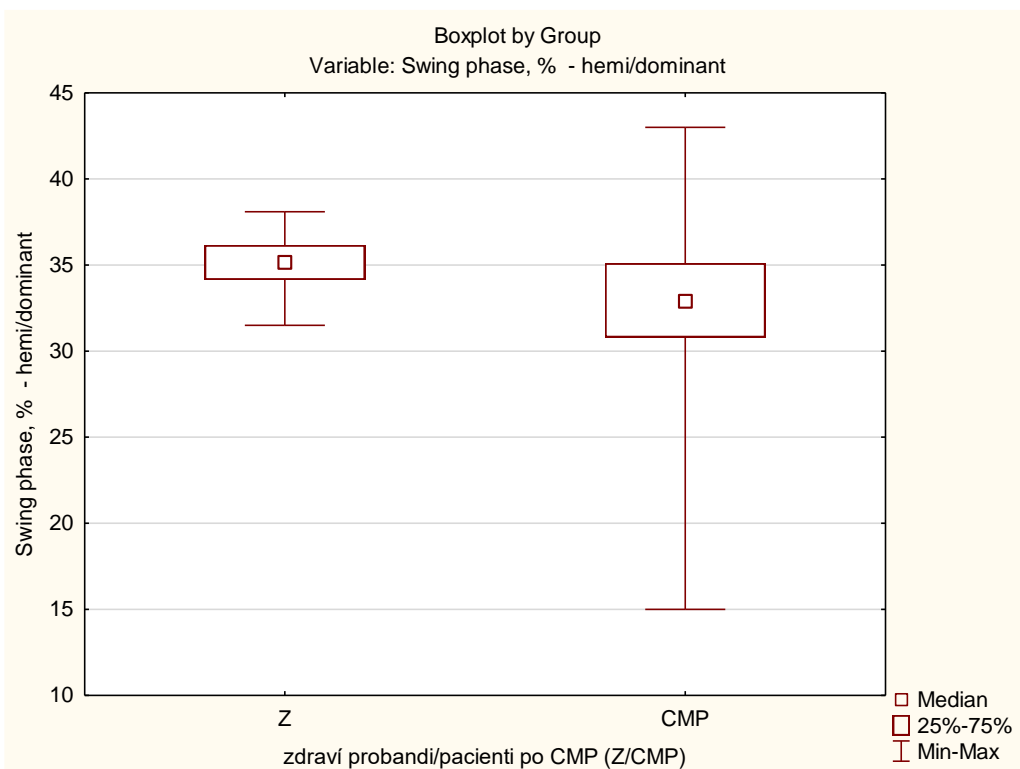
**Legenda:** hemi – hemiparetická strana, dominant – dominantní strana

**Příloha 30** Grafické znázornění – Stance phase, % - non-hemi/non-dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Legenda:** non-hemi – neparetická strana, non-dominant – nedominantní strana

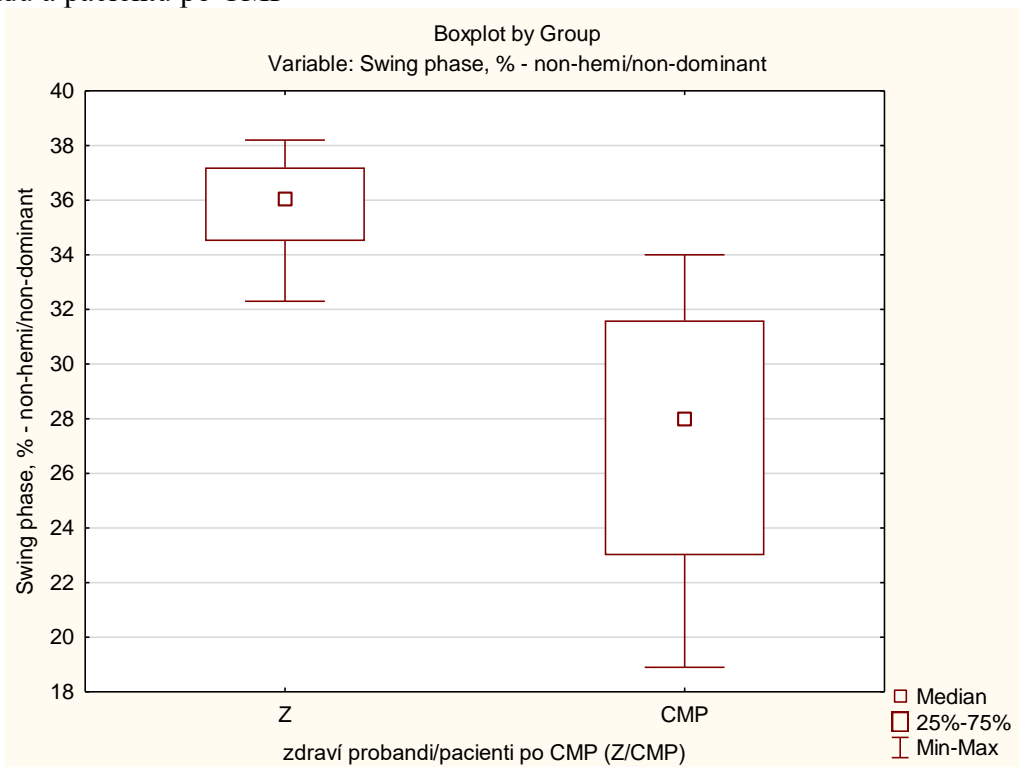
**Příloha 31** Grafické znázornění – Swing phase, % - hemi/dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Legenda:** hemi – hemiparetická strana, dominant – dominantní strana

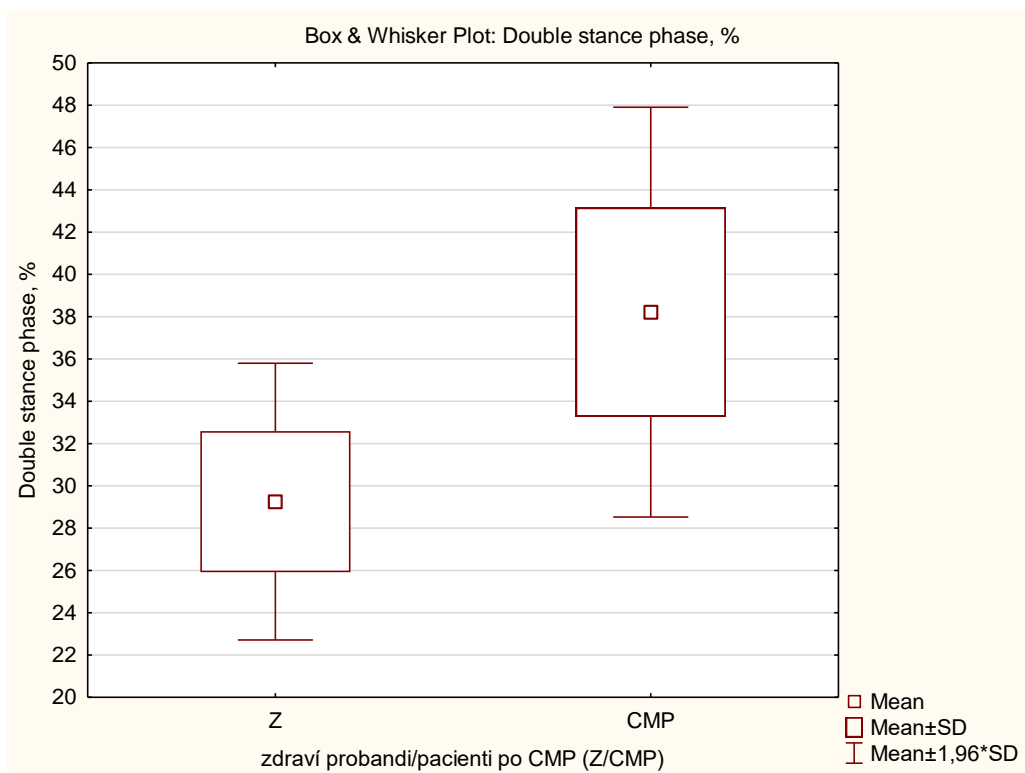


**Příloha 32** Grafické znázornění – Swing phase, % - non-hemi/non-dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP

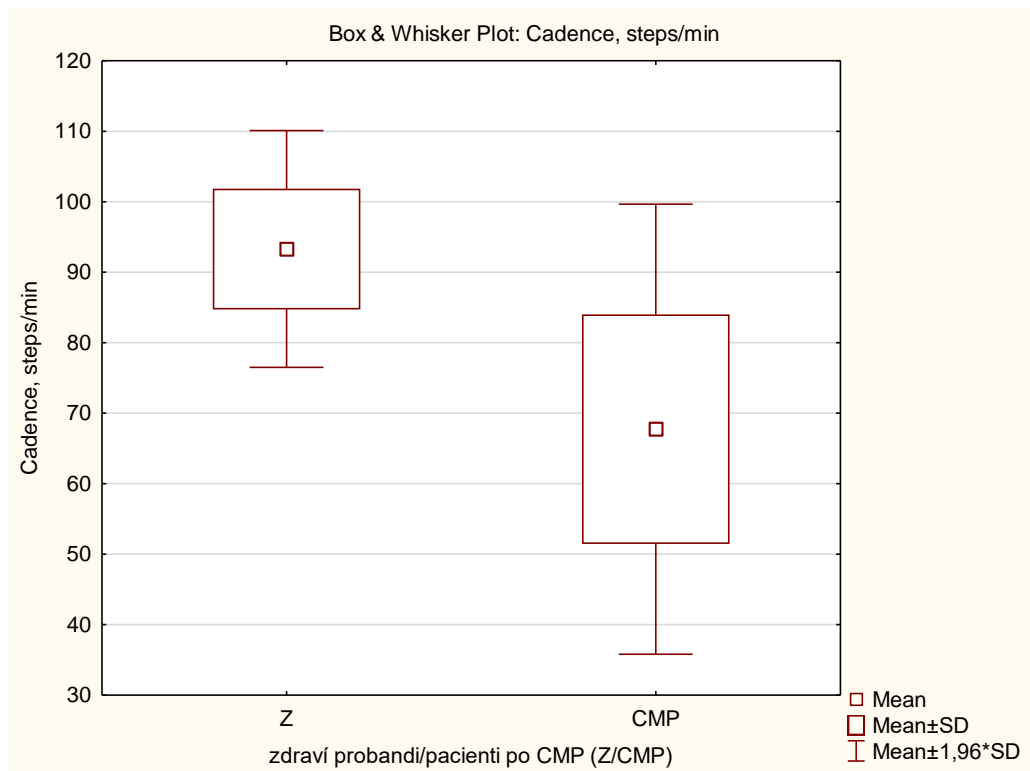


**Legenda:** non-hemi – neparetická strana, non-dominant – nedominantní strana

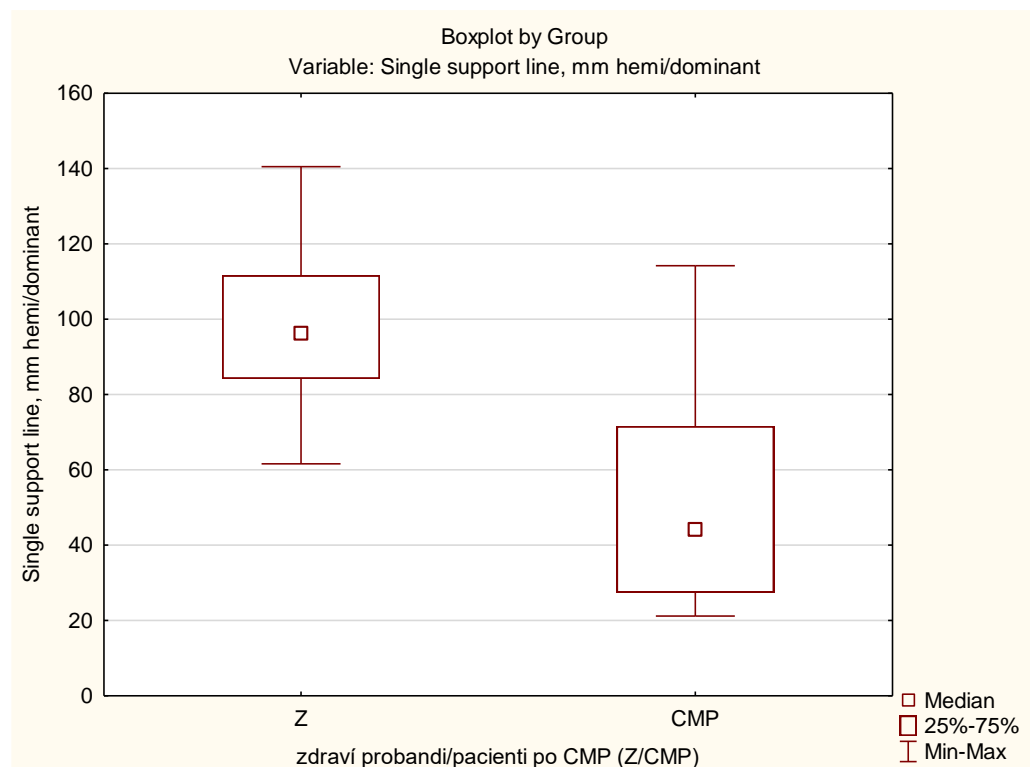
**Příloha 33** Grafické znázornění – Double stance phase, % - u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Příloha 34** Grafické znázornění – Cadence, steps/min - u zdravých probandů a pacientů po CMP

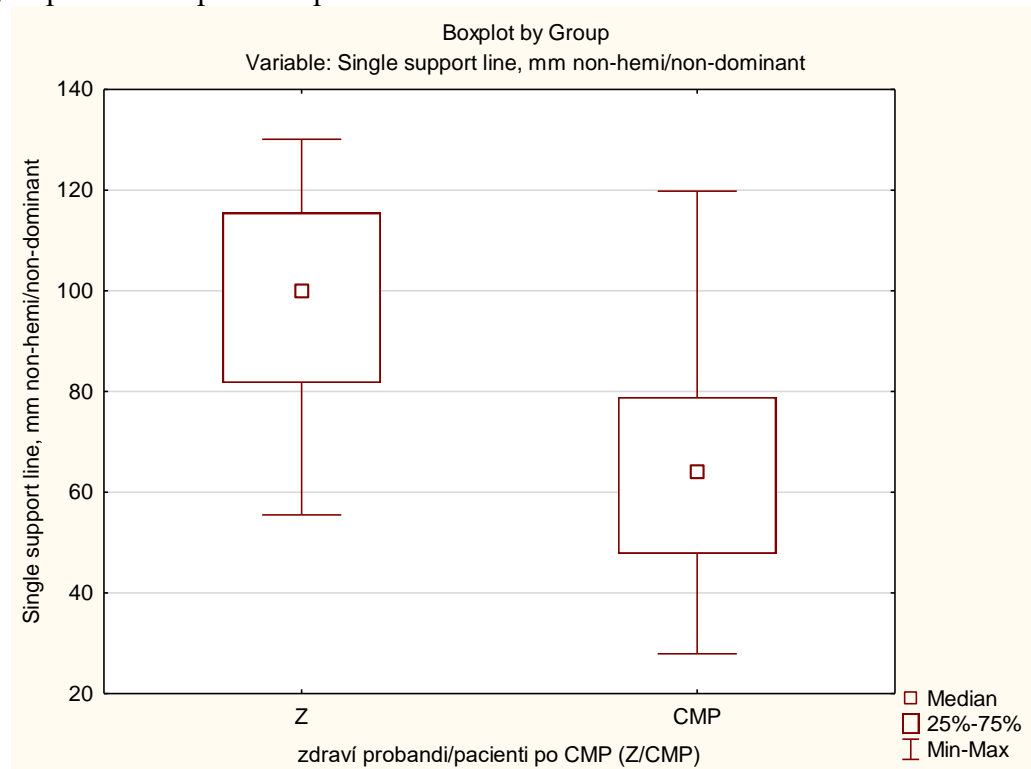


**Příloha 35** Grafické znázornění – Single support line, mm hemi/dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Legenda:** hemi – hemiparetická strana, dominant – dominantní strana

**Příloha 36** Grafické znázornění – Single support line, mm non-hemi/non-dominant - u zdravých probandů a pacientů po CMP



**Legenda:** non-hemi – neparetická strana, non-dominant – nedominantní strana