

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Bc. Ondřej Pecha

**Možnosti využití klinických testů chůze v posouzení
posturálních funkcí u pacientů po cévní mozkové příhodě**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jiří Stacho

Olomouc 2021

ANOTACE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Název práce: Možnosti využití klinických testů chůze v posouzení posturálních funkcí u pacientů po CMP

Název práce v AJ: Clinical walk tests in postural functions assessment in patients after stroke

Datum zadání: 24. 2. 2019

Datum odevzdání: 23. 5. 2021

Vysoká škola: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Ondřej Pecha

Vedoucí práce: Mgr. Jiří Stacho

Oponent práce: Mgr. Petra Gaul Aláčová, Ph.D.

Abstrakt v ČJ: Diplomová práce se zabývá problematikou a možnostmi využití klinických testů chůze v posouzení posturálních funkcí u pacientů po cévní mozkové příhodě v subakutním stádiu. Teoretická část práce prezentuje dosavadní poznatky týkající se cévní mozkové příhody, poruch posturálních funkcí u pacientů s tímto onemocněním a konsekvencemi v kontextu chůze a rizika pádu. Ve výzkumné části práce jsou hodnoceny změny, ke kterým došlo po absolvování rehabilitační léčby. Změny jsou hodnoceny jednotlivými parametry vybraných testů posturografu Neurocom Smart Equitest. Dále byly sledovány změny v rychlostech chůzových testů a vliv kognitivního úkolu na změnu rychlosti chůze. Hodnocena je pak souvislost mezi signifikantními změnami detekovanými posturografickým vyšetřením a chůzovými testy.

Abstrakt v AJ: The thesis deals with the possibility using of clinical walk tests in postural balance assessment in stroke patients in the subacute phase. The knowledge and findings regarding stroke and postural function disorder, as well as risk of fall, are summarized in the

theoretical part. The experimental part of the thesis is focused on the effects of physical therapy that patients received during hospitalization. The changes in between before and after rehabilitation are described by chosen parameters of selected posturography subtests on the Neurocom Smart Equitest machine. The effect of therapy was also assessed by clinical walk tests, as well as the cognitive task impact on gait velocity. The correlation and possible link between significant changes after therapy in posturography tests and clinical walk tests are discussed.

Klíčová slova v ČJ: posturální stabilita, posturální funkce, cévní mozková příhoda, chůze, riziko pádu, posturografie, funkční hodnocení chůze, 10 Meter Walk Test, Timed Up and Go test, Timed Up and Go test – kognitivní

Klíčová slova v AJ: postural stability, postural function, stroke, balance, gait, fall risk, posturography, functional gait assessment, 10 Meter Walk Test, Timed Up and Go test, Cognitive Timed Up and Go test

Rozsah: 95 stran, 15 příloh.

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci vypracoval samostatně pod odborným vedením Mgr. Jiřího Stacha a použil jen uvedené informační zdroje.

V Olomouci dne.....

Podpis:

Poděkování:

Na tomto místě chci poděkovat Mgr. Jiřímu Stachovi za odborné vedení, cenné rady a připomínky k vypracování této diplomové práce, dále pak Mgr. Dagmarě Tečové za pomoc se statistickým zpracováním dat. Mé poděkování patří i rodině, která mi poskytla podmínky pro studium a vypracování práce. V neposlední řadě patří mé díky i přátelům za poskytnutou podporu.

OBSAH

ÚVOD.....	8
1 TEORETICKÝ PŘEHLED POZNATKŮ	9
1.1 Charakteristika CMP.....	9
1.1.1 Základní rozdělení CMP	9
1.1.2 Mechanismy rekonvalescence	11
1.2 Posturální kontrola	11
1.2.1 Vymezení základních pojmů	11
1.3 Poruchy posturálních funkcí u pacientů po CMP	13
1.3.1 Asymetrická postura a zatěžování	13
1.3.2 Alterovaná multisenzorická integrace	14
1.3.3 Neadekvátní pohybové strategie	14
1.3.4 Kognitivní procesy, „dual-task“	15
1.4 Poruchy stereotypu chůze u pacientů po CMP	15
1.4.1 Neuromuskulární faktory	16
1.4.2 Temporospatiální asymetrie.....	16
1.4.3 Balance a adaptace na prostředí.....	16
1.4.4 Rychlost chůze.....	17
1.4.5 Metabolická „neefektivita“	17
1.4.6 Konsekvence narušeného stereotypu chůze.....	17
1.5 Problematika pádů a jejich konsekvence	18
1.5.1 Faktory ovlivňující vznik pádu	18
1.5.2 Popis jednotlivých fází pádu.....	18
1.5.3 Zranění vzniklá v důsledku pádu	19
2 CÍLE A HYPOTÉZY	20
2.1 Cíl práce	20
2.2 Výzkumné otázky a hypotézy	20

3	METODIKA VÝZKUMU	22
3.1	Charakteristika zkoumaného souboru.....	22
3.2	Průběh experimentu	22
3.2.1	Vstupní vyšetření	22
3.2.2	Měření na posturografu.....	23
3.2.3	Měření pomocí klinických testů chůze	24
3.3	Zpracování a statistické vyhodnocení dat	26
4	VÝSLEDKY	28
4.1	Výsledky k výzkumné otázce č. 1	28
4.2	Výsledky k výzkumné otázce č. 2	34
4.3	Výsledky k výzkumné otázce č. 3	36
4.4	Výsledky k výzkumné otázce č. 4	37
5	DISKUZE.....	39
5.1	Diskuze k výzkumné otázce č. 1	39
5.2	Diskuze k výzkumné otázce č. 2.....	41
5.3	Diskuze k výzkumné otázce č. 3.....	46
5.4	Diskuze k výzkumné otázce č. 4.....	48
5.5	Limity studie	53
	ZÁVĚR.....	54
	REFERENČNÍ SEZNAM	55
	SEZNAM ZKRATEK	67
	SEZNAM OBRÁZKŮ.....	68
	SEZNAM TABULEK	69
	SEZNAM GRAFŮ	70
	SEZNAM PŘÍLOH	71

ÚVOD

U většiny pacientů je cévní mozková příhoda (CMP) příčinou vzniku různě velkého deficitu na mnoha úrovních, především však na úrovni motorických schopností, senzoryckého vnímání, kognitivních, vyjadřovacích či emocionálních procesů. Tento deficit pacienty negativně ovlivňuje při návratu do běžného života, a to především v rámci soběstačnosti při vykonávání běžných denních činností spojených se sebeobsluhou, rovněž označovaných anglicky jako activities of daily living (ADL) (Hochstenbach et al., 1996 in Geurts et al., 2005, s. 268).

Největší podíl na snížené soběstačnosti v rámci ADL a narušení normálního chůzového stereotypu má pravděpodobně nedostatečná posturální kontrola ve stoji či při volných činnostech (Fong, Chan a Au, 2001, s. 444), s ní pak dále souvisí zvýšené riziko pádů z důvodu nedostatečné reakce na neočekávané posturální výchylky (Mansfield, Innes a Mcilroy, 2018, s. 205). Při hodnocení posturální kontroly se u pacientů využívají tenzometrické plošiny či posturografické přístroje, které však nejsou kvůli vysoké pořizovací ceně dostupné na všech pracovištích (Neumannová et al., 2015, s. 49). Mezi další způsoby funkčního hodnocení patří speciální klinické testy zaměřené na bilanci a chůzi např. Timed Up and Go test (TUG), 10 Meter Walk Test (10MWT) či Berg Balance Scale a mnoho dalších (Bastlová et al., 2015, s. 9).

Cílem této diplomové práce je objektivní zhodnocení vývoje posturálních funkcí a rychlosti chůze v čase u pacientů po CMP, kteří podstoupili rehabilitační léčbu. K hodnocení bylo využito posturografu a klinických testů chůze.

Vyhledávání odborných článků a studií použitých k vypracování této práce bylo realizováno pomocí on-line databáze PubMed a GoogleScholar. Vyhledávány byly především systematické přehledy a metaanalýzy v plném znění, vydané v posledních 10 letech. Pouze u 1 článku byl využit pro jeho nedostupnost v anglickém jazyce abstrakt. A 1 doktorská práce. Vyhledávání probíhalo od 23.2.2019 do 15.5.2021.

Pro vyhledávání v databázi byla použita následující klíčová slova a jejich vzájemné kombinace: postural stability, postural function, stroke, balance, gait, fall risk a functional gait assessment, 10 Meter Walk Test, Timed Up and Go test, Cognitive Timed Up and Go test.

1 TEORETICKÝ PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Charakteristika CMP

CMP patří mezi kardiovaskulární onemocnění a je druhou nejčastější příčinou úmrtí a hlavní příčinou disability v Evropě (Lee a Jung, 2017, s. 339). Dle definice WHO jde o rychle se rozvíjející klinický syndrom definovaný příznaky ložiskovými či globálními, vedoucími ke ztrátě mozkových funkcí se symptomy trvajícími déle než 24 hodin, případně až ke smrti, ke které došlo na základě prokazatelného vaskulárního poškození (WHO MONICA, 1988 in Truelsen, Begg a Mathers, 2000, s. 1).

V roce 1990 byla CMP v celosvětovém hodnocení závažných nemocí na pátém místě (Murray et al., 2012, s. 2203). Mattiuzzi a Lippi (2019, s. 7) uvádí, že mezi lety 2000 a 2016 se v žebříčku vážných nemocí umístila CMP již na druhém místě, předčil ji pouze infarkt myokardu.

Průměrná incidence nově vzniklých CMP v ČR je 285 na 100 000 obyvatel. Mortalita je v ČR oproti evropskému průměru až dvojnásobná, a to především u mužů mezi 40-65 lety (Gregorková, Macháčková a Kafková, 2015, s. 2). Strong, Mathers a Bonita (2007, s. 183) odhadují, že pokud nedojde k dalším celospolečensky aplikovaným intervencím, dojde během roku 2030 k nárustu primoatak CMP na 23 mil., z toho 7,5 mil. končících smrtí.

V posledních 30-40 letech dochází díky zlepšující se akutní péči k rapidnímu poklesu mortality, ale negativně ovlivněný zdravotní stav u přeživších pacientů s sebou nese další konsekvence, např. zvýšené nároky na intenzivní rehabilitační péči (Nichols et al., 2014, s. 2951, Mansfield, Innes a Mcilroy, 2018, s. 205).

Výše uvedené podporuje i Kolář et al., (2009, s. 386), který zdůrazňuje, že se nejedná pouze o problém medicínský, ale i sociální a v neposlední řadě i problém ekonomický.

Mezi klíčové, avšak snadno ovlivnitelné faktory, které přispívají ke vzniku CMP patří mezi jinými např. kouření, nedostatečná fyzická aktivita či nevhodné stravovací návyky (Sherzai a Elkind, 2015, s. 1).

Výše zmíněné dokládá, že se jedná o prohlubující se socioekonomický problém a hodnocení posturálních funkcí představuje racionální způsob předcházení dalších negativních konsekvencí spojených s CMP, např. zranění vzniklá v důsledku pádu.

1.1.1 Základní rozdělení CMP

CMP vzniká buď následkem ischemie některé z mozkových tepen nebo hemoragie v oblasti mozku či subarachnoidálního prostoru (Kolář et al., 2009, s. 387).

Dle povodí poškozené mozkové cévy či místa poškození se rozvíjí specifické příznaky. V karotickém povodí může být ischemií postižena a. carotis interna či její větve – a. cerebri anterior či a. cerebri media. V povodí vertebrobazilárním pak může dojít k uzávěru a. vertebralis či a. basilaris, případně kmenových a mozečkových tepen. Dle postižené tepny se pak dále rozvíjí příznaky charakteristické pro poškození mozkových struktur zásobených danou tepnou (Kolář et al., 2009, s. 387).

Saver et al. (2006, s. 265) uvádí, že během každé minuty, kdy dochází k obstrukci některé z mozkových arterií, zemře odhadem 1,9 mil. neuronů, což znamená, že mozek postižený ischemickou CMP zestárne každou hodinu bez adekvátní léčby o 3,6 let.

Hemoragické CMP vznikají v důsledku ruptury cévní stěny některé z mozkových arterií a dochází při nich ke krvácení do mozkového parenchymu. K ruptuře cévní stěny může dojít na základě jejího oslabení v důsledku vrozené malformace či degenerativních procesů. Zde rozlišujeme centrální tříštivé hemoragie, globózní (ohraničené) subkortikální hemoragie, krvácení do mozečku či do oblasti mozkového kmene a subarachnoidální krvácení (Kolář et al., 2009, s. 387).

Klinicky se CMP projevuje především na základě povodí, ve kterém došlo k nedokrvění či krvácení, dochází k rozvoji symptomatiky na úrovni motorické, senzorycké, senzitivní, ale i kognitivní či emoční. Poškození descendentních neurálních drah vyústí v dysregulaci spinálních motoneuronů, což ovlivní reflexy posturální, napínavé, a rovněž volní pohyb. Změny v časovém i prostorovém zapojování motorických jednotek ovlivní schopnost svalů vykonat svým zkrácením či protažením pohyb v některém pohybovém segmentu. U pacientů dále může docházet k rozvoji různé míry spasticity. Později dochází na základě snížené funkce a fyzické aktivity i k morfologickým a mechanickým změnám ve stavbě negativně ovlivněných svalů (Peurala, 2005, s. 15).

Níže je popsán pouze klinický obraz ischemické CMP v povodí a. cerebri media, jelikož pouze tyto pacienti byli zařazeni do experimentu v rámci této diplomové práce. Motorickému deficitu dominuje kontralaterální centrální hemiparéza s poruchou hybnosti převážně na horní končetině s převahou akrálně. Často je přítomna kontralaterální porucha citlivosti a porucha zorného pole (homonymní hemianopsie). Při postižení dominantní hemisféry se objevuje porucha symbolických funkcí, u nedominantní hemisféry pak anozognozie, neglect syndrom. Pozorujeme i deviaci očí ke straně postižení či parézu ke straně opačné. Přítomné je i tzv. Wernick-Mannovo držení s typickým spastickým vzorcem (Kolář et al., 2009, s. 387). Klinický obraz je u každého pacienta výrazně individuální, a to v závislosti na mnoha faktorech např. prodlevou mezi vznikem CMP a hospitalizací ev.

podáním trombolitik, rozsahem ischemie či přítomností „pouze“ tranzitorní CMP, věkem pacienta atp.

1.1.2 Mechanismy rekonvalescence

U CMP se předpokládá, že k úpravě stavu dochází kombinací několika mechanismů. Jedná se o:

- restituci hypoperfuzované tkáně v okolí infarktem poškozené části mozku tzv. penumbra,
- diaschízu, tj. reaktivací vzdálených, funkčně potlačených areí, anatomicky však s oblastí infarktového jádra spojených a
- neuroplasticitu – tj. funkční reorganizací neurálních drah a kompenzačních behaviorálních mechanismů (Dobkin a Charmichael, 2015, s. 471).

Rozlišujeme několik stádií úpravy mozkových funkcí, avšak jejich podrobný popis není předmětem této práce. Dobkin a Charmichael (2015, s. 471) zdůrazňují význam včasné rehabilitace v řádech prvních dnů či týdnů od ataky, kdy dochází ke spontánní obnově mozkových funkcí reparačními procesy, až po cca 6 měsíců od ataky, ačkoli i v chronické fázi je určitá míra zlepšení a reparace vždy možná.

1.2 Posturální kontrola

Již v úvodu bylo řečeno, že narušená stabilita či balance, které bez pochyby mezi posturální funkce patří, negativně ovlivňuje samostatnost pacientů po CMP (Fong, Chan a Au, 2001, s. 444). Dostatečná posturální stabilita je v rámci ADL jedním ze základních předpokladů pro sezení, vstávání ze židle, stoj, chůzi či běh (Bastlová et al., 2015, s. 9).

1.2.1 Vymezení základních pojmů

Definice jednotlivých pojmů se u různých autorů liší, a proto mohou vznikat nepřesnosti v jejich pochopení (Tyson et al., 2006, s. 31). Bizovská et al. (2017, s. 20) tvrdí, že tyto nepřesnosti v terminologii vznikají na základě rozdílného vnímání dané problematiky a použití rozdílných metod při jejím řešení.

Pro efektivní balanční strategii je důležitá **postura**. Dle Koláře (2009, s. 38) se nejedná pouze o pozici bipedního stoje či sedu, ale jde o aktivní držení pohybových segmentů proti působení zevních sil během každého pohybu. S posturálními funkcemi dále souvisí: posturální stabilita, posturální stabilizace a posturální reaktivita.

Posturální stabilita nastává ve statické poloze, kdy tělo sice nemění svou polohu v prostoru, ale neustále zaujímá takovou pozici, aby nedošlo k nezamýšlenému pádu. Ovlivňují ji biomechanické faktory, kam patří velikost opěrné plochy a báze, váha pacienta a s tím rovněž související výška těžiště nad opěrnou bází a neurofyziologické faktory, kam patří bezchybná multisenzorická integrace. Kolář mezi neurofyziologické faktory řadí i informace z kožních receptorů, míru excitability nervového systému a kvalitu zpětnovazebných mechanismů kontrolujících rovnováhu. Jelikož v lidském těle nefunguje žádný prvek izolovaně, a posturální stabilita není výjimkou, je ovlivňována i psychickými vlivy (Kolář et al., 2009, s. 199).

Posturální stabilizací rozumíme aktivní svalové držení segmentů těla proti působení zevních sil (Kolář et al., 2009, s. 39), tedy ochranu před pádem (Winter, 1995 in Bizovska et al., 2017, s. 23). Jinými slovy jde o schopnost udržet průmět těžiště v opěrné bázi.

Posturální reaktivitou se rozumí reakční stabilizační funkce, která vede ke zpevnění kloubních segmentů za účelem zajištění co nejstabilnější polohy pro provedení účelného pohybu a schopnosti segmentu odolávat účinkům zevních sil (Kolář et al., 2009, s. 40).

Pollock, Eng a Garland (2011, s. 694) uvádějí ve studii zaměřené na klinické hodnocení chůze u pacientů po CMP pojem „**walking balance**“, který by bylo možno přeložit jako rovnováha během chůze. Autoři jej vysvětlují jako schopnost udržet průmět těžiště v opěrné bázi tak, aby jedinec při chůzi setrval ve vzpřímeném postavení.

Mancini a Horak (2010, s. 1) popisují balanční schopnosti na základě funkce:

- 1) udržování specifické postury, kdy se těžiště (ang. center of mass – COM) promítá do neměnné opěrné báze např. ve stoji či vsedě (posturální kontrola),
- 2) usnadnění volných pohybů, kdy se COM přesouvá v existující/omezené (např. dosahová aktivita) či nově vytvořené (např. chůze) opěrné bázi a
- 3) reakce na neočekávaný posun COM či opěrné báze na základě vnější disturbance s přiměřeně načasovanou a odstupňovanou odpovědí organismu např. uklouznutí, zakopnutí nebo postrčení (reaktivní dosažení stability).

Maki a McIlroy (1997, s. 488) rozlišují reaktivní dosažení stability na dvě kategorie tzv. „feet-in-place“, kdy dochází k zajištění průmětu COM do neměnné opěrné báze a „change-in-support“, které jsou komplexnější a vyžadují rychlý pohyb končetin, tj. krok či natažení a přidržení se rukou tak, aby bylo opět dosaženo stabilní pozice.

Schopnost balance, udržení rovnováhy je do jisté míry vrozená, ale rovněž závislá na předchozích zkušenostech jednotlivce, zároveň však vysoce adaptabilní (Horak, Schupert a Mirka, 1989 in Mansfield, Innes a Mcilroy, 2018, s. 207).

1.3 Poruchy posturálních funkcí u pacientů po CMP

U pacientů s hemiparézou na podkladě CMP dochází na základě postižení jednotlivých subsystémů (např. kloubní, svalová, senzorická a kognitivní složka) či jejich vzájemné integrace k narušení rovnováhy (Barros de Oliveira, 2008, s. 1216).

1.3.1 Asymetrická postura a zatěžování

Pacienti zpravidla zaujmají asymetrickou posturu, a to jak vsedě, tak ve stoji s větším stranovým zatížením neparetické či méně postižené poloviny těla (Mansfield, Innes a Mcilroy, 2018, s. 208). Této posturální strategie užívají, aby navzdory zhoršené neuromuskulární kontrole postižené, paretické strany dosáhli určité míry stability. V průměru se jedná o 10 % větší zatížení nepostižené dolní končetiny, asymetrie se dále zhoršuje v duálních úkolech (ang. dual-task) (Kamphuis, 2013, s. 1).

Dle Mansfield et al. (2013a, s. 430) však dochází u 12 % chronických pacientů po CMP, navzdory senzomotorickému postižení, k většímu zatížení paretické, či více postižené dolní končetiny, což ale nesouvisí s tzv. „pushing behaviour“ (viz níže).

Až u 63 % pacientů v akutní fázi a 16-46 % pacientů v subakutní fázi se objevuje tzv. „pushing behaviour“, „pusher syndrome“ (ang. push = odtlačit, behaviour = chování). Pacienti mají tendenci naklánět se směrem k paretické straně a aktivně vzdorují jakékoli pasivní snaze o korekci asymetrie (Paci, Baccini a Rinaldi, 2009, s. 249).

Pacienti se při klidném stoji s otevřenými očima prezentují abnormálním zatížením chodidla paretické dolní končetiny. Dochází k většímu zatížení v laterální a přední části chodidla (předonoží) paretické dolní končetiny („equinovární zatížení“ – pozn. - označení autora studie) (Geurts et al., 2005, s. 269).

Chengetanai et al. (2016, s. 58) prokázali vzájemný vztah mezi mírou asymetrie, motorickými funkcemi a délkou hospitalizace. Autoři uvádějí, že větší míra asymetrie v zatížení mezi dolními končetinami koreluje se snížením schopností aktivit ve stoji, což u pacientů souviselo i s delší hospitalizací než u pacientů s menší asymetrií. Dále se předpokládá, že asymetrické zatěžování během přesunu sed-stoj (ang. sit-to-stand) přispívá k vyšší incidenci pádů u těchto pacientů (Cheng et al., 1998, s. 1045).

1.3.2 Alterovaná multisenzorická integrace

K zajištění posturální kontroly je nezbytná i bezchybná multisenzorická integrace, jak již bylo zmíněno výše. S tím souvisí i schopnost využití neadekvátnějšího a nejpřesnějšího sensorického vjemu (např. vizuální, vestibulární atp.). V situacích, kdy dochází k sensorickému konfliktu (např. člověk sedí ve vlaku, který stojí a na vedlejší koleji se rozjíždí vlak – konflikt vizuálního a vestibulárního systému) je u pacientů pozorováno spoléhání se na jeden konkrétní systém nad jiným. Zpravidla se jedná o fixaci na vizuální aferenci. Vážně tzv. *reweighting*, tedy schopnost analyzovat, porovnat a využít nejrelevantnější sensorickou informaci (např. somatosenzorickou aferenci ve tmě, namísto vizuálního vstupu) (Bonan et al., 2004, s. 268.). To pak dále vede k neideální adaptaci na podnět a abnormálním posturálním reakcím.

Větší závislost na vizuálním sensorickém systému byla paradoxně častěji pozorována u pacientů s mírným asymetrickým zatížením ve prospěch neparetické dolní končetiny (viz výše), než u pacientů s těžkou asymetrií (Marigold a Eng, 2006, s. 7).

1.3.3 Neadekvátní pohybové strategie

V případě testování pacientů na fixní podložce (ev. posturografu), kdy musí na posturální výchylky reagovat kotníkovou či kyčelní strategií, pozorujeme opožděnou iniciaci reakce, abnormální svalové zapojení či zmenšený podíl paretické dolní končetiny na opětovném zajištění stabilního stoje (Mansfield, Innes a Mcilroy, 2018, s. 208). U pacientů navíc převažuje používání strategie kyčelní nad kotníkovou (Chen et al., 2002, s. 584).

Navzdory vysokým hodnotám při funkčním testování rovnováhy a mobility mají pacienti s historií CMP narušenou reaktivní balanční strategii (Innes et al., 2014, s. 1763).

Při krokové strategii je vždy po jedné dolní končetině vyžadováno, aby nesla celou hmotnost těla a druhá, aby vykročila. U pacientů s historií CMP existuje při krokové strategii silná preference vykročení neparetickou dolní končetinou, a to navzdory tomu, že nese celou váhu těla, což vede ke zpomalení iniciace pohybu. Dále u pacientů pozorujeme, že neparetickou dolní končetinu pokládají na podložku mnohem rychleji než zdraví jedinci, a to především proto, aby minimalizovali dobu strávenou ve fázi jedné opory na paretické dolní končetině a dostali se do tzv. „steady-state walking“ pozice (Krasovsky et al., 2013, s. 77).

Preference jedné dolní končetiny je u některých pacientů tak silná, že v případě, kdy preferovanou dolní končetinu omezuje v pohybu např. bariéra, pacient se i nadále pokouší vykročit touto dolní končetinou, navzdory nárazům do předmětu (Lakhani et al., 2010, s. 304).

U pacientů s horší posturální kontrolou se nezhřídka objevují drápkovité prsty (ang. claw toes), které nejspíše slouží ke zvýšení stability tak, jak se tomu děje u zdravých osob, když kráčí po kluzkém povrchu (Laurent et al., 2010, s. 81).

1.3.4 Kognitivní procesy, „dual-task“

Posturální funkce jsou kromě senzoričkových modalit ovlivněny i mírou pozornosti, očekáváním, zkušenostmi a enviromentálními vlivy. U pacientů se tato provázanost mezi kognicí, pozorností a balancí ještě ozřejmuje při ztížených podmínkách či úkolech (Schumway-Cook a Woollacott, 2001 in Barros de Oliveira, 2008, s. 1217). Ztráta pozornosti pak může vést ke zvýšené instabilitě a zvýšenému riziku pádu (De Haart et al., 2004, s. 893).

Bensoussan et al. (2007, s. 1014) uvádí, že během tzv. *dual-task* (v experimentu provedeném Bensoussan et al. se jednalo o jednoduchou početní úlohu ve stoji) došlo u pacientů v porovnání se srovnatelnou zdravou populací ke zhoršení posturální kontroly. Posturální kontrola byla měřena pomocí tlakové plošiny a zhoršení se projevilo zvýšením posturálních výchylek těžiště.

1.4 Poruchy stereotypu chůze u pacientů po CMP

Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech, které jsou však charakteristické pro každého jedince. Promítají se do ní i ty nejjemnější poruchy lidského těla, především však poruchy aparátu pohybového či poruchy nervové soustavy (Kolář et al., 2009, s. 48).

Jde o komplexní aktivitu, která vyžaduje integraci informací získaných z vizuálního a vestibulárního aparátu spolu s informacemi z proprioreceptorů. Pouze za předpokladu splnění výše uvedeného je tělo při chůzi schopno adekvátně motoricky reagovat na vnitřní či vnější změny prostředí, které by mohly vést k nezamýšlenému pádu (Pollock, Eng a Garland, 2011, s. 694).

U mnohých pacientů po CMP dochází k absenci samostatné chůze, což dále redukuje nezávislost především s ohledem na ADL, a tím ovlivňuje kvalitu jejich života. Z výše uvedeného důvodu je u těchto pacientů nezávislá chůze důležitým milníkem a cílem v terapii (Kijima et al., 2018, s. 62). Goldie, Matyas a Evans (2001, s. 1057) zdůrazňují nejen samostatnou chůzi, ale rovněž i její dostatečnou rychlost a vytrvalost jedince.

1.4.1 Neuromuskulární faktory

K narušení stereotypu dochází primárně, tj. na základě poškození neurálních drah, které kontrolují chůzi, či sekundárně, tj. kompenzačními mechanismy vzniklými na základě primárního poškození (Beyart et al., 2015, s. 6).

Tuto disabilitu stejně jako sníženou rychlost a vytrvalost zhoršuje dle Perry et al. (1995, s. 988) svalová slabost, abnormální svalový tonus či špatný „timing“ svalů a snížená kardiorespirační kapacita.

Pacienti po CMP při chůzi využívají na postižené straně spíše synergistických globálních modelů, místo selektivní kontroly jednotlivých kloubů (Verma et al., 2012, s. 15).

Špatný svalový timing či neadekvátní svalová koaktivace se u pacientů projevuje i na neparetické dolní končetině. Dle Rosa et al. (2014, s. 7) se jedná o adaptivní mechanismus, kterým pacienti reagují na změněnou neuromuskulární dynamiku.

1.4.2 Temporospatiální asymetrie

Asymetrii chůze rozlišujeme jak časovou (temporální) tj. např. rozdílná délka jednotlivých fází kroku mezi paretickou a neparetickou končetinou, tak prostorovou (spatiální), tj. např. délka kroku, šířka báze atp. (Mansfield, Innes a Mcilroy, 2018, s. 210).

Temporální asymetrie je u pacientů často charakterizována zkrácenou stojnou fází a prodlouženou švihovou částí krokového cyklu paretickou, či více postiženou dolní končetinou (Patterson et al, 2010a, s. 244). Stojná fáze kroku neparetickou dolní končetinou, stejně jako fáze dvojí opory je prodloužena (Goldie, Matyas a Evans, 2001, s. 1065). Spatiální asymetrie je dle Patterson et al. (2010a, s. 244) často charakterizována kratším krokem nepostiženou dolní končetinou.

Patterson et al. (2010b, s. 789) uvádí, že u pacientů v chronické fázi dochází až do doby 2 let od ataky k prohloubení asymetrie švihové fáze, stojné fáze a délky kroku mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou.

Patterson et al. (2018, s. 945) dodává, že asymetrie chůze je u pacientů způsobena i nedostatečným vnímáním rytmu či neschopností produkovat rytmické pohyby.

1.4.3 Balance a adaptace na prostředí

Při chůzi lze u pacientů pozorovat i problém v zajištění rovnováhy ve frontální rovině. Zpravidla dochází k širšímu kroku paretickou, více postiženou dolní končetinou tak, aby byl COM poměrově blíže k zdravé či méně postižené dolní končetině. Zároveň tak pacienti dosahují větší stability a snižují riziko pádu (Dean a Kautz, 2015, s 585).

U pacientů pozorujeme i narušenou schopnost adaptace na enviromentální překážky. Jedná se např. o překračování nízkých objektů, to souvisí se zvýšeným rizikem zakopnutí. Problém nastává i při vyhýbání se osobě, která jde naproti. Motorická odpověď pacienta se pak ještě více zhoršuje a nese se sebou vyšší riziko pádu, pokud musí situaci vyřešit s omezenou časovou dotací (Smudlers et al., 2012, s. 131).

Při poškození bazálních ganglií se pacienti při otáčením směrem ke zdravé dolní končetině otáčí výrazně pomaleji než srovnatelná zdravá populace, což opět může vést k limitacím při chůzi ve ztížených podmínkách (Hollands et al., 2010, s. 362).

1.4.4 Rychlost chůze

Pacienti po CMP jsou v chůzi pomalejší než srovnatelná, zdravá populace. Rychlost chůze v běžném tempu, které si pacient zvolil sám, se u pacientů pohybuje v průměru mezi 0,08 a 1,05 m/s, u zdravé populace pak 1,0-1,05 m/s (Nadeu et al., 2013, s. 267). V chůzi u pacientů dále dochází k snížené kadenci a délce kroků (Balaban a Tok, 2014, s. 2).

1.4.5 Metabolická „neefektivita“

Taveggia et al. (2016, s. 29) označuje chůzi u pacientů po CMP jako pomalou, metabolicky neefektivní a s typicky asymetrickým vzorcem – zvýšená asymetrie vede k vyšším energetickým nárokům. Výše uvedené souvisí především se senzomotorickým poškozením paretické dolní končetiny, spasticitou, což vede k nestabilitě a riziku pádu. Chen et al. (2005, s. 55) uvádí, že vyšší energetická náročnost je způsobena zvýšenou aktivitou svalů paretické dolní končetiny především během švihové fáze tak, aby došlo ke zvednutí trupu.

1.4.6 Konsekvence narušeného stereotypu chůze

Redukovaná chůze, její naprostá absence či snížená schopnost balance při chůzi pak dále spouští celou řadu konsekvencí – zde řadíme např. prohlubující se neuromuskulární dekonkordanci, ovlivnění psychiky, zvýšené riziko pádu, strach a nejistota (Mansfield, Innes a Mcilroy, 2018, s. 205).

Nerovnoměrné zatěžování kloubů dolní končetiny nepostížené strany může v dlouhodobém horizontu vést ke vzniku artrózy některého z kloubů dolní končetiny (Marrocco et al., 2016, s. 297).

1.5 Problematika pádů a jejich konsekvence

Ačkoli je po propuštění z nemocnice zhruba 88 % pacientů po CMP schopno samostatné chůze, tak u 73 % z nich dojde v průběhu prvních měsíců k pádům (Jørgensen et al., 1995 in Pollock, Eng a Garland, 2011, s. 694).

Tyto pády mohou být příčinou zranění vedoucích k prohloubení již tak vzniklé, různě velké míry disability, a mohou dále negativně ovlivnit celkový zdravotní stav pacienta (Wei et al., 2017, s. 2). Včasná diagnostika poruchy posturálních funkcí je tudíž klíčová v prevenci vzniku zranění a dalších konsekvencí vzniklých v důsledku pádů (Neumannová et al., 2015, s. 46).

Definice dle Bizovské et al. (2017, s. 12-13) popisuje pád jako nekontrolovaný či omezeně kontrolovaný pohyb těla směrem dolů, který je v závislosti na charakteristické skupině osob ovlivněn mnohými proměnnými (např. věk, komorbiditity atp.) Mezi nejčastější příčiny pádů patří narušená schopnost balance a negativně ovlivněný stereotyp chůze, oslabení kognitivních funkcí, svalová slabost či přítomnost dalších neurologických změn (Wei et al., 2017, s. 2).

1.5.1 Faktory ovlivňující vznik pádu

Graafmans et al. (1996, s. 1129) považuje pády za multifaktoriální problém, kde spolu interaguje osoba a prostředí při vykonávání nějaké činnosti. Faktory vzniku pádu dělí na *vnější*, kam patří např. architektonické bariéry v domácím prostředí či exteriéru např. náledí a *vnitřní*, zahrnující např. sníženou svalovou sílu, snížené posturální reflexy, nestabilitu kloubů, posturální hypotenzi, porušenou percepci (např. vizuospatiální neglect) či negativní ovlivnění osoby pacienta v důsledku aplikace některých medikamentů. Wei et al., (2017, s. 2) uvádí, že negativní psychické rozpoložení, např. deprese, která je u pacientů po CMP přítomna jak v akutní, tak v chronické fázi onemocnění, hraje významnou roli ve vyšší incidenci pádů.

1.5.2 Popis jednotlivých fází pádu

Průběh pádu lze rozdělit do tří hlavních fází. V první fázi dochází k posunu průmětu těžiště mimo opěrnou bázi, a to na základě vnitřních, či vnějších faktorů. Ve druhé fázi dochází k nedostatečné korekci pomocí systémů zajišťujících vzpřímené držení těla, výsledkem je dopad těla na zem. Ve třetí fázi, zákonem akce a reakce pak dochází k případnému poškození tkání s větším, či menším dopadem na život jedince (Institute of Medicine, 1992 s. 263).

K zabránění pádu dochází kompenzačními mechanismy, při kterých nedostatečnost jednoho systému např. nestabilita může být kompenzována jiným, např. vizuálním feedback. V případě mnohonásobné patologie systémů, ke které u CMP dochází, jsou tyto kompenzační mechanismy redukovány (Graafmans et al., 1996, s. 1129).

1.5.3 Zranění vzniklá v důsledku pádu

Ke zraněním způsobených v důsledku pádu patří poškození měkkotkáňových struktur, frakturám a v důsledku s výše zmíněným dochází k redukci aktivity v důsledku např. bolestí či imobilizace pacienta na lůžku (Tinneti, Speechley a Ginter, 1988, s. 1701). Ramnemark et al. (2000, s. 1576) uvádí, že u pacientů po CMP častěji dochází ke zlomeninám krčku femoru, než u kontrolní zdravé populace stejného věku a pohlaví. To dle Macintosh et al. (2005, s. 449) souvisí s nižší denzitou kostní tkáně v důsledku abnormálního zatěžování neparetické strany a odlehčování paretické dolní končetiny. Prevencí je dle autorů zvýšený příjem vitamínu D, suplementů se zvýšeným obsahem kalcia.

Strach z pádu vede u těchto pacientů ke snížení fyzické aktivity, především chůze, což dále prohlubuje dekonduci, která zpravidla nastává v souvislosti s průběhem onemocnění, hospitalizací a imobilizací na lůžku (Michael, Allen a Macko, 2005, s. 1555). Schinkel-Ivy et al., (2016, s. 6) uvádí, že strach z pádu je mnohem častější u žen než u mužů.

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Cílem této diplomové práce je objektivní zhodnocení vývoje posturálních funkcí a rychlosti chůze v čase u pacientů po CMP, kteří podstoupili rehabilitační léčbu. K hodnocení bylo využito posturografu a klinických testů chůze.

2.2 Výzkumné otázky a hypotézy

Výzkumná otázka č. 1:

Existuje rozdíl mezi jednotlivými parametry v rámci testů posturografického vyšetření mezi prvním a druhým měřením u pacientů po CMP?

- **Hypotéza H₀₁:** Mezi prvním a druhým měřením nedošlo v Sensory Organization Test (SOT), parametrech EQUILIBRIUM SCORE (EQUI) a STRATEGY ANALYSIS (STRAT) v podmínkách 1-6 k signifikantní změně.

Hypotéza H_{A1}: Mezi prvním a druhým měřením došlo v SOT, parametrech EQUI a STRAT v podmínkách 1-6 k signifikantní změně.

- **Hypotéza H₀₂:** Mezi prvním a druhým měřením nedošlo v Motor Control Test (MCT), parametrech Weight Symmetry (WS), Latency Non-Paretic / Paretic (LAT_NP/ LAT_P) a Strength Symmetry (SS) při všech podtržích plošiny k signifikantní změně.

Hypotéza H_{A2}: Mezi prvním a druhým měřením došlo v MCT, parametrech Weight Symmetry (WS), Latency Non-Paretic / Paretic (LAT_NP/ LAT_P) a Strength Symmetry (SS) při všech podtržích plošiny k signifikantní změně.

- **Hypotéza H₀₃:** Mezi prvním a druhým měřením nedošlo v Limits of Stability (LOS), parametrech Movement Velocity (MVL), Endpoint Excursion (EPE), Maximum Excursion (MXE) a Direction Control (DCL) ve všech směrech k signifikantní změně.

Hypotéza H_{A3}: Mezi prvním a druhým měřením nedošlo v LOS, parametrech MVL, EPE, MXE a DCL ve všech směrech k signifikantní změně.

Výzkumná otázka č. 2:

Existuje rozdíl v rychlosti chůze mezi prvním a druhým měřením u pacientů po CMP?

- **Hypotéza H₀4:** Mezi prvním a druhým měřením nedošlo v chůzových testech k signifikantní změně.
 - a) 10MWT pohodlná (V1) a maximální rychlost (V2)
 - b) TUG
 - c) TUG-COG

Hypotéza H_A4: Mezi prvním a druhým měřením došlo v některém z chůzových testů k signifikantní změně

Výzkumná otázka č. 3:

Má kognitivní úkol (tzv. *dual-task*) vliv na rychlost chůze u pacientů po CMP?

Hypotéza H₀5: Není signifikantní rozdíl mezi průměrným časem TUG a TUG-COG v rámci měření a mezi měřeními.

Hypotéza H_A5: Je signifikantní rozdíl mezi průměrným časem TUG a TUG-COG v rámci měření a mezi měřeními.

Výzkumná otázka č. 4:

Existuje korelace mezi změnou rychlosti chůze a posturální stabilitou, reaktivitou a aktivním přesunem COG u pacientů po CMP?

Hypotéza H₀6: Neexistuje korelace mezi parametry vykazujícími signifikantní změnu naměřenou pomocí posturografu a parametry vykazujícími signifikantní změnu v klinických chůzových testech.

Hypotéza H_A6: Neexistuje korelace mezi parametry vykazujícími signifikantní změnu naměřenou pomocí posturografu a parametry vykazujícími signifikantní změnu v klinických chůzových testech.

3 METODIKA VÝZKUMU

Měření pacientů probíhalo na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci v Kineziologické laboratoři. Před započítáním experimentu bylo uděleno souhlasné stanovisko Etické komise (viz Příloha 1, s. 72).

3.1 Charakteristika zkoumaného souboru

Do výzkumné části této diplomové práce byli zařazeni pacienti po CMP hospitalizovaní ve Fakultní nemocnici v Olomouci na lůžkové části Oddělení rehabilitace v období od července 2019 do června 2021.

Pro výzkum byli vybráni jak ženy, tak muži, bez věkového omezení po primotace CMP v povodí arteria cerebri media v akutním či subakutním stádiu, schopni samostatného stoje bez využití kompenzační pomůcky a samostatné chůze při které mohli využít kompenzační pomůcku, bez výrazného neurologického či kognitivního deficitu, který by bránil v pochopení informovaného souhlasu a kognitivního úkolu v rámci Timed Up and Go Cognitive testu.

Všichni pacienti podstoupili intenzivní rehabilitační program, skládající se z 45minutové terapie, která probíhala dvakrát denně, každý pracovní den.

Měření se zúčastnilo celkem 7 pacientů, z toho 6 mužů a 1 žena. Průměrný věk probandů byl 65,14 let (SD \pm 11,37), průměrná výška 1,75m (SD \pm 0,06) a průměrná váha 78,43kg (SD \pm 8,0). U šesti pacientů byla diagnostikována levostranná léze a. cerebri media, pouze u jednoho léze pravostranná. U jednoho pacienta byla provedena trombolýza. Žádný z pacientů při chůzi nepoužíval kompenzační pomůcku. Průměrné rozmezí mezi atakou a vstupním měřením bylo 21,14 dnů (SD \pm 19,74). Průměrné rozmezí mezi vstupním a výstupním měřením bylo 8,86 dnů (SD \pm 4,39). Průměrné Funcional Ambulation Category (FAC) scóre bylo při vstupním měření 3,71 (SD \pm 1,16), při výstupním pak 5,29 (SD \pm 0,88).

3.2 Průběh experimentu

3.2.1 Vstupní vyšetření

Všichni zúčastnění pacienti před započítáním měření podepsali informovaný souhlas (viz Příloha 2, s. 73-74), ve kterém byli poučeni o průběhu měření, způsobem zpracování a další publikaci naměřených dat.

Od každého pacienta byla formou dotazníku (viz Příloha 3, s. 75), získána anamnestická data, poté došlo ke změření výšky pacienta bez obutí, s přesností na centimetr pomocí krejčovského metru umístěného na boční straně posturografu. Každý pacient byl

zároveň dotázán, zda netrpí klaustrofobií, jelikož posturografická kabina může navozovat pocit stísněných prostor.

3.2.2 Měření na posturografu

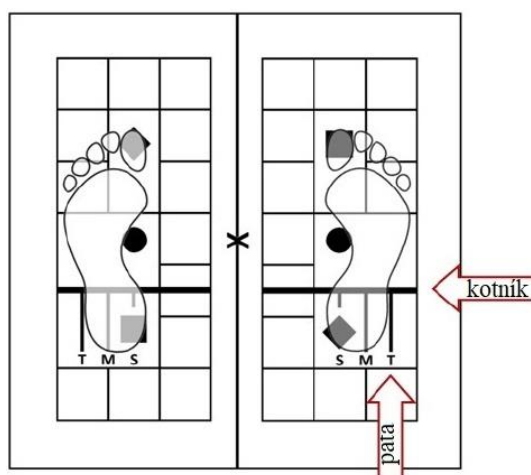
Každému pacientovi byla v databázi posturografu vytvořena karta obsahující jméno a příjmení, datum narození a výšku.

Všichni pacienti byli oblečeni do záchranné vesty (dle tělesných proporcí velikost S, M, či L), která slouží k zabránění pádu během testování. Všichni pacienti se před vstupem do posturografické plošiny museli vyzout tak, aby byl zajištěn co nejlepší kontakt s platformou a propiocepce.

Po vstupu do posturografické kabiny byly pacientům k záchranné vestě připevněny záchranné popruhy (obrázek 1) a pacienti byli informováni, aby v průběhu celého testování stáli s horními končetinami podél těla, dívali se před sebe a nechytali se žádné z částí kabiny. Každému pacientovi byla dle výšky postavy nastavena poloha chodidel na platformě a pacient byl instruován, že polohu chodidel nesmí v průběhu testování měnit (obrázek 2). V případě, že v průběhu testování pacient polohu chodidel změnil, konkrétní část testu byla po korekci zopakována.



Obrázek 1 Kabina posturografu, upevnění bezpečnostních popruhů (Neurocom International, 2015, s. 2)



Obrázek 2 Uložení chodidel na platformě posturografu (upraveno dle Concordia University, 2019, s. 5)

Před každým z dílčích testů byl pacient informován o průběhu daného testu. Informace byly koncipovány tak, aby nebyl narušen průběh experimentu, tzn. pouze nejdůležitější informace, zda má mít pacient otevřené, či zavřené oči.

Během testování byla vynaložena maximální snaha zajistit všem testovaným pacientům stejné podmínky, tj. zajištění klidného prostředí bez výrazných rušivých elementů (např. hrající rádio či přítomnost dalších osob).

Samotné měření probíhalo na posturografu firmy Neurocom Equitest System. Z baterie testů byly vybrány pouze následující: Sensory Organization Test (SOT), Motor Control Test (MCT) a Limits of Stability (LOS), po každém z testů byl pacient dotázán, zda se mu netočí hlava, nepociťuje nadměrnou únavu, v případě únavy byla pacientovi nabídnuta možnost se na 2 minuty posadit.

Testování probíhalo v následujícím pořadí:

1. **Sensory Organization Test**, který se skládá ze 6 subtestů, každý po 3 opakováních, pro statistické zpracování byly vybrány parametry Equilibrium Score (EQUI) a Strategy Analysis (STRAT). Detailní popis testu viz Příloha 4, s. 76-78.
2. **Motor Control Test**, zde bylo testováno podtrhnutí platformy anteriorně i posteriorně, při pomalé, střední a vysoké rychlosti, opět po třech opakováních, vybrány parametry Weight Symmetry (WS), Latency Left (LAT_L), Latency Right (LAT_R) a Strength Symmetry (SS). Detailní popis testu viz Příloha 5, s. 79-80.
3. **Limits Of Stability**, při kterém proband beze změny opěrné báze a zvedání chodidel přesouvá co nejrychleji své těžiště směrem k cíli, zobrazenému na displeji. Pro statistické zpracování byly vybrány parametry Endpoint Excursion (EPE), Maximum Excursion (MXE), Directional Control (DCL) a Movement Velocity (MVL). Detailní popis testu viz Příloha 6, s. 81-82.

Po otestování výše zmíněných testů byla pacientovi nabídnuta sklenice vody a 5minutový odpočinek, poté následovalo měření pomocí testů chůze níže.

3.2.3 Měření pomocí klinických testů chůze

Testování parametrů chůze probíhalo s využitím následujících testů v pořadí tak, jak jsou vypsány níže. Mezi každým z testů byla každému pacientovi nabídnuta 1minutová pauza, vsedě na židli. Samotné testování probíhalo na dostatečně velké spojovací chodbě mezi oddělením lůžkové rehabilitace ve FNOL, opět byla vynaložena maximální snaha k zajištění stejných podmínek a klidného prostředí pro všechny účastníky. Každý pacient si mohl vybrat,

zda bude po celou dobu testování používat kompenzační pomůcku (1 vycházkovou hůl, nebo 1 či dvě francouzské hole), tento fakt byl zaznamenán do poznámek v záznamovém archu (viz Příloha 7, s. 83). Zároveň bylo pacientům důrazně doporučeno, aby měli obutou pevnou obuv, případně byli při testování bosí.

Jednotlivé klinické testy chůze:

1. **10metrový test chůze (10MWT)**

Před samotným testováním pacient seděl, aby nedošlo k vyčerpání z dlouhého stání a pacientovi byly podány informace o průběhu testu. Cílem testu je co nejrychleji ujít vzdálenost 10 metrů. Pokyn pro vyšetřovaného zněl: „Postavíte se před první značku a na povel start půjdete až k poslední značce pohodlným tempem tak, jako byste se procházel po parku. V průběhu testování půjdu cca půlkroku za vámi, abych vás v případě např. zakopnutí mohl zachytit.“ Každý proband byl předem dotázán, zda poslední značku vidí a případně mu byla ukázána její poloha. Test byl zopakován třikrát pro rychlost pohodlným tempem a třikrát pro rychlou chůzi, za stejných parametrů, změněn byl pouze pokyn na následující: „Postavíte se před první značku a na povel start půjdete až k poslední značce rychlou, ale stále bezpečnou chůzí tak, jako byste chtěl doběhnout ujíždějící autobus. V průběhu testování půjdu cca půlkroku za vámi, abych vás v případě např. zakopnutí mohl zachytit.“ Pro statistické hodnocení byl pro každé měření využit průměr ze třech pokusů. Detailní popis testu viz Příloha 8, s. 84.

2. **Timed Up and Go test (TUG)**

Před samotným testem pacient seděl a byl poučen o průběhu testu. Cílem testu je se ze sedu co nejrychleji postavit, obejít kužel umístěný ve vzdálenosti 3 metry před židlí a opět se posadit. Proband byl instruován, aby se posadil, plosky nohou spočívaly na zemi, špičky před první značkou a zády se opíral o opěradlo židle. Pokyn pro vyšetřovaného zněl: „Posadíte se na židli, plosky nohou budete mít na zemi, špičky před značkou start, zády se opíráte. Až řeknu „připravit, pozor, start“ se co nejrychleji s či bez použití rukou postavíte, můžete využít předloketních opěrek, obejdete kužel před vámi zleva či zprava a posadíte se.“ Pro statistické hodnocení byl pro každé měření využit průměr ze třech pokusů. Detailní popis testu viz Příloha 9, s. 85.

3. Timed Up and Go Cognitive test (TUG-COG)

Při tomto testu bylo využito stejné nastavení jako u předcházejícího, probandovi byl však navíc zadán kognitivní úkol. Ten spočíval při prvním pokusu v odečítání čísla 3 od 100 dále, při druhém měření odečítání čísla 5 od čísla 100 dále a při třetím měření odečítání čísla 7 od 100 dále. Pokyn pro vyšetřovaného zněl: „Posadíte se na židli, plosky nohou budete mít na zemi, špičky před značkou start, zády se opíráte. Až řeknu „připravít, pozor, start“ se co nejrychleji s či bez použití rukou postavíte, můžete využít předloketních opěrek, obejdete kužel před vámi zleva či zprava a posadíte se. Během pokusu budete odčítat číslo, které vám sdělím od 100, říkat budete pouze výsledek.“ Chyba v počítání byla zapsána do záznamového archu. Test byl zopakován třikrát. Před každým pokusem bylo pacientovi řečeno, jaké číslo bude od 100 odčítat. Pro statistické hodnocení byl pro každé měření využit průměr ze třech pokusů. Detailní popis testu viz Příloha 10, s. 86.

3.3 Zpracování a statistické vyhodnocení dat

Data z posturografu byla pomocí software dodávaného výrobcem přístroje exportována do reportu ve formátu PDF a následně přenesena do programu Microsoft Office Excel 365, kde došlo k dalším úpravám, třídění a zpracování.

Jelikož soubor obsahoval jak pacienty s pravostrannou hemiparézou, tak s levostrannou hemiparézou, došlo u všech stranově rozlišených parametrů (např. LAT_L a LAT_R u MCT) ke sjednocení dat tak, aby se tyto parametry daly dále porovnávat pro paretickou a neparetickou dolní končetinu.

Parametry WS a SS z MCT, které popisují symetrii mezi levou a pravou dolní končetinou byly upraveny tak, aby popisovaly pouze, zda byla motorická odpověď pacienta symetrická, či nikoli, bez dalšího rozlišení končetin. Úprava byla provedena tak, že od původní naměřené hodnoty bylo odečteno číslo sto a z výsledku vypočítána absolutní hodnota. Výsledná hodnota 0 % ukazuje na symetrické zatížení, hodnota 100 % pak zatížení pouze jedné dolní končetiny.

Výsledky chůzových testů byly nejprve s přesností na setiny ručně zaznamenány do záznamového archu. Po ukončení testování pacienta byly hodnoty přepsány do Microsoft Office Excel 365.

Základní popisná statistika souboru byla provedena v programu Microsoft Office Excel 365, další statistické testování bylo provedeno programem TIBCO Statistica verze 13.4.0.14.

Ke statistickému hodnocení výsledků posturografických testů byla použita ANOVA pro opakovaná měření. U testů chůze byla nejprve pomocí Kolmogorov-Smirnov testu ověřena normalita hodnot. Jelikož došlo k potvrzení normality (viz Tabulka 14, s. 35), bylo k hodnocení využito párového T-testu. Vzájemný vztah mezi parametry z posturografického vyšetření a testů chůze byl hodnocen korelační analýzou.

Testování proběhlo na hladině statistické významnosti $p=0,05$. Hladina statistické významnosti nižší 0,05 je vyznačena v tabulkách a grafech červeným písmem. Pro nízký počet probandů jsou v kapitole „5 Diskuze“ popsány i hodnoty významnosti velmi blízké hladině statistické významnosti 0,05.

4 VÝSLEDKY

V této kapitole budou postupně představeny výsledky statistického hodnocení naměřených dat.

4.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Znění výzkumné otázky č. 1: Existuje rozdíl mezi jednotlivými parametry v rámci testů posturografického vyšetření mezi prvním a druhým měřením u pacientů po CMP?

H₀1: Mezi prvním a druhým měřením nedošlo v Sensory Organization Test (SOT), parametrech EQUILIBRIUM SCORE (EQUI) a STRATEGY ANALYSIS (STRAT) v podmínkách 1-6 k signifikantní změně.

H_A1: Mezi prvním a druhým měřením došlo v SOT, parametrech EQUI a STRAT v podmínkách 1-6 k signifikantní změně.

Popisná statistika SOT pro parametr EQUI a parametr STRAT viz Příloha 11 s. 87. Dále byla provedena analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření, kterou nebyla prokázána statisticky významná změna v parametrech EQUI a STRAT mezi prvním a druhým měřením v podmínkách 1-6, nulovou hypotézu H₀1 **nelze zamítnout** pro oba parametry (viz Tabulka 1 a Tabulka 2 s. 29).

Tabulka 1 Analýza rozptylu SOT EQUI

Efekt	Analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření Sigma-omezená parametrizace Dekompozice efektivní hypotézy Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Součet čtverců	Počet stupňů volnosti	Průměrný součet čtverců (MS)	F	p	Partial eta-squared
podmínka	37544,038	5	7508,808	13,780	0,000	0,657
1.-2.měření	13,225	1	13,225	0,143	0,707	0,004
1.-2.měření *podmínka	255,191	5	51,038	0,553	0,735	0,071

Tabulka 2 Analýza rozptylu SOT STRAT

Efekt	Analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření Sigma-omezená parametrizace Dekompozice efektivní hypotézy Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Součet čtverců	Počet stupňů volnosti	Průměrný součet čtverců (MS)	F	p	Partial eta-squared
podmínka	37544,038	5	7508,808	13,780	0,000	0,657
1.-2.měření	13,225	1	13,225	0,143	0,707	0,004
1.-2.měření *podmínka	255,191	5	51,038	0,553	0,735	0,071

H₀2: Mezi prvním a druhým měřením nedošlo v Motor Control Test (MCT), parametrech Weight Symmetry (WS), Latency Non-Paretic / Paretic (LAT_NP/ LAT_P) a Strength Symmetry (SS) při všech podtržích plošiny k signifikantní změně.

H_A2: Mezi prvním a druhým měřením došlo v MCT, parametrech Weight Symmetry (WS), Latency Non-Paretic / Paretic (LAT_NP/ LAT_P) a Strength Symmetry (SS) při všech podtržích plošiny k signifikantní změně.

Tabulka 3 Analýza rozptylu MCT WS

Efekt	Analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření Sigma-omezená parametrizace Dekompozice efektivní hypotézy Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Součet čtverců	Počet stupňů volnosti	Průměrný součet čtverců (MS)	F	p	Partial eta-squared
S, M, L BACK/FORWARD	53,381	5	10,676	0,018	1,000	0,002
1.-2.měření	165,762	1	165,762	5,671	0,023	0,136
1.-2.měření *S, M, L BACK/FORWARD	81,952	5	16,390	0,561	0,729	0,072

Legenda: S, M, L BACK/FORWARD = S, M, L – Small/ Medium/ Large označení míry podtrhu plošiny, a Back/ Forward – označení směru podtrhu dozadu/dopředu

Tabulka 4 Párový T-test MCT WS

Proměnná	Párový T-test MCT Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$							
	Průměr	SD	N	Rozdíl	SD	t	df	p
1SB_WS_ABS	23,286	15,261						
2SB_WS_ABS	23,714	20,492	7	-0,429	9,343	-0,121	6	0,907
1MB_WS_ABS	24,286	13,561						
2MB_WS_ABS	22,143	17,668	7	2,143	5,928	0,956	6	0,376
1LB_WS_ABS	25,429	13,806						
2LB_WS_ABS	19,286	18,391	7	6,143	7,128	2,280	6	0,063
1SF_WS_ABS	26,000	15,199						
2SF_WS_ABS	23,714	19,568	7	2,286	8,770	0,690	6	0,516
1MF_WS_ABS	25,714	16,879						
2MF_WS_ABS	22,857	18,765	7	2,857	7,798	0,969	6	0,370
1LF_WS_ABS	25,857	22,079						
2LF_WS_ABS	22,000	19,096	7	3,857	6,309	1,617	6	0,157

Legenda: „1_“/ „2_“ na začátku = označení 1. / 2. měření, SB, MB, LB, SF, MF, LF označení směru a míry podtrhu plošiny – **S**mall/**M**edium/**L**arge a **B**ack/**F**orward, „ABS“ = přepočítaná absolutní hodnota (viz kap. 3.3)

Tabulka 5 Analýza rozptylu MCT SS

Efekt	Analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření Sigma-omezená parametrizace Dekompozice efektivní hypotézy Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Součet čtverců	Počet stupňů volnosti	Průměrný součet čtverců (MS)	F	p	Partial eta-squared
S, M, L BACK/FORWARD	1735,000	5	347,000	2,345	0,061	0,246
1.-2.měření	133,762	1	133,762	1,021	0,319	0,028
1.-2.měření *S, M, L BACK/FORWARD	523,095	5	104,619	0,798	0,558	0,100

Legenda: S, M, L BACK/FORWARD = S, M, L – **S**mall/ **M**edium/ **L**arge označení míry podtrhu plošiny, a **B**ack/ **F**orward – označení směru podtrhu dozadu/dopředu.

Tabulka 6 Analýza rozptylu MCT LAT NP

Efekt	Analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření Sigma-omezená parametrizace Dekompozice efektivní hypotézy Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Součet čtverců	Počet stupňů volnosti	Průměrný součet čtverců (MS)	F	p	Partial eta-squared
S, M, L BACK/FORWARD	7463,095	5	1492,619	2,060	0,093	0,222
1.-2.měření	344,048	1	344,048	0,497	0,485	0,014
1.-2.měření *S, M, L BACK/FORWARD	1491,667	5	298,333	0,431	0,824	0,056

Legenda: S, M, L BACK/FORWARD = S, M, L – Small/ Medium/ Large označení míry podtrhu plošiny, a Back/ Forward – označení směru podtrhu dozadu/dopředu

Tabulka 7 Analýza rozptylu MCT LAT P

Efekt	Analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření Sigma-omezená parametrizace Dekompozice efektivní hypotézy Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Součet čtverců	Počet stupňů volnosti	Průměrný součet čtverců (MS)	F	p	Partial eta-squared
S, M, L BACK/FORWARD	14763,095	5	2952,619	5,163	0,001	0,418
1.-2.měření	29,762	1	29,762	0,101	0,753	0,003
1.-2.měření *S, M, L BACK/FORWARD	2505,952	5	501,190	1,700	0,160	0,191

Legenda: S, M, L BACK/FORWARD = S, M, L – Small/ Medium/ Large označení míry podtrhu plošiny, a Back/ Forward – označení směru podtrhu dozadu/dopředu

Popisná statistika MCT pro parametry WS, SS, LAT NP a LAT P viz Příloha 12 s. 88. Analýzou rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření nebyla prokázána statisticky významná změna v parametrech SS, LAT NP a LAT P mezi prvním a druhým měřením při všech podtrzích plošiny, nulovou hypotézu H_0 **nelze zamítnout** pro všechny výše zmíněné parametry (viz Tabulka 5, s. 30, Tabulka 6 a Tabulka 7 s. 31).

Analýzou rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření byla prokázána statisticky významná změna v parametrech WS mezi prvním a druhým měřením. Následně provedeným párovým T-testem však byla tato signifikantní změna vyvrácena. Nulovou hypotézu H_0 tedy pro parametr WS **nelze zamítnout** (viz Tabulka 3, s. 29 a Tabulka 4 s. 30).

H₀₃: Mezi prvním a druhým měřením nedošlo v Limits of Stability (LOS), parametrech Movement Velocity (MVL), Endpoint Excursion (EPE), Maximum Excursion (MXE) a Direction Control (DCL) ve všech směrech k signifikantní změně.

H_{A3}: Mezi prvním a druhým měřením nedošlo v LOS, parametrech MVL, EPE, MXE a DCL ve všech směrech k signifikantní změně.

Tabulka 8 Analýza rozptylu LOS MVL

Efekt	Analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření Sigma-omezená parametrizace Dekompozice efektivní hypotézy Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Součet čtverců	Počet stupňů volnosti	Průměrný součet čtverců (MS)	F	p	Partial eta-squared
směr	29,975	7	4,282	0,872	0,536	0,124
1.-2.měření	6,325	1	6,325	8,825	0,005	0,170
1.-2.měření *směr	5,691	7	0,813	1,135	0,360	0,156

Tabulka 9 Párový T-test MVL

Proměnná	Párový T-test MVL							
	Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$							
	Průměr	SD	N	Rozdíl	SD	t	df	p
1F_MVL	1,817	0,615						
2F_MVL	2,817	2,072	6	-1	1,72	-1,424	5	0,214
1RF-P_MVL	3,417	2,366						
2RF-P_MVL	3,567	2,892	6	-0,15	1,118	-0,329	5	0,756
1R-P_MVL	2,343	1,482						
2R-P_MVL	2,757	0,665	7	-0,414	1,668	-0,657	6	0,535
1RB-P_MVL	1,883	1,64						
2RB-P_MVL	2,85	1,341	6	-0,967	0,9	-2,63	5	0,047
1B_MVL	1,683	1,537						
2B_MVL	1,25	1,1	6	0,433	0,742	1,43	5	0,212
1LB-NP_MVL	1,586	1,045						
2LB-NP_MVL	2,329	1,444	7	-0,743	1,186	-1,657	6	0,149
1L-NP_MVL	2,55	1,856						
2L-NP_MVL	2,733	1,953	6	-0,183	0,232	-1,938	5	0,11
1LF-NP_MVL	2,243	1,421						
2LF-NP_MVL	3,214	2,05	7	-0,971	1,181	-2,176	6	0,073

Legenda: „1_“/ „2_“ na začátku = označení 1. / 2. měření, přesuny těžiště směrem; F – dopředu, RF – dopředu doprava, R – doprava, RB – dozadu doprava, B – dozadu, LB – doleva dozadu, L – doleva, LF – doleva dopředu, P – směrem k paretické dolní končetině, NP – směrem k neparetické dolní končetině

Tabulka 10 Analýza rozptylu LOS EPE

Efekt	Analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření Sigma-omezená parametrizace Dekompozice efektivní hypotézy Vyznačené červeně jsou významné na hladině p <0,05					
	Součet čtverců	Počet stupňů volnosti	Průměrný součet čtverců (MS)	F	p	Partial eta-squared
směr	9387,490	7	1341,070	0,967	0,467	0,136
1.-2.měření	284,788	1	284,788	1,755	0,192	0,039
1.-2.měření *směr	608,398	7	86,914	0,536	0,803	0,080

Tabulka 11 Analýza rozptylu LOS MXE

Efekt	Analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření Sigma-omezená parametrizace Dekompozice efektivní hypotézy Vyznačené červeně jsou významné na hladině p <0,05					
	Součet čtverců	Počet stupňů volnosti	Průměrný součet čtverců (MS)	F	p	Partial eta-squared
směr	11642,805	7	1663,258	1,171	0,339	0,160
1.-2.měření	529,941	1	529,941	5,216	0,027	0,108
1.-2.měření *směr	338,704	7	48,386	0,476	0,846	0,072

Tabulka 12 Párový T-test MXE

Proměnná	Párový T-test MXE							
	Vyznačené červeně jsou významné na hladině p <0,05							
	Průměr	SD	N	Rozdíl	SD	t	df	p
1F_MXE	69,167	23,887						
2F_MXE	79,000	28,865	6	-9,833	11,392	-2,114	5	0,088
1RF-P_MXE	75,333	26,726						
2RF-P_MXE	80,000	22,262	6	-4,667	10,270	-1,113	5	0,316
1R-P_MXE	69,286	25,513						
2R-P_MXE	74,143	21,613	7	-4,857	11,950	-1,075	6	0,324
1RB-P_MXE	65,333	36,653						
2RB-P_MXE	67,667	24,655	6	-2,333	17,851	-0,320	5	0,762
1B_MXE	41,333	30,369						
2B_MXE	43,167	29,526	6	-1,833	16,339	-0,275	5	0,794
1LB-NP_MXE	52,571	29,653						
2LB-NP_MXE	54,429	29,860	7	-1,857	11,922	-0,412	6	0,695
1L-NP_MXE	65,000	26,616						
2L-NP_MXE	65,333	22,042	6	-0,333	12,785	-0,064	5	0,952
1LF-NP_MXE	60,857	32,820						
2LF-NP_MXE	71,714	25,375	7	-10,857	18,739	-1,533	6	0,176

Legenda: „1_“/ „2_“ na začátku = označení 1. / 2. měření, přesuny těžiště směrem; F – dopředu, RF – dopředu doprava, R – doprava, RB – dozadu doprava, B – dozadu, LB – doleva dozadu, L – doleva, LF – doleva dopředu, P – směrem k paretické dolní končetině, NP – směrem k neparetické dolní končetině.

Tabulka 13 Analýza rozptylu LOS DCL

Efekt	Analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření Sigma-omezená parametrizace Dekompozice efektivní hypotézy Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Součet čtverců	Počet stupňů volnosti	Průměrný součet čtverců (MS)	F	p	Partial eta-squared
směr	15483,630	7	2211,947	4,209	0,002	0,437
1.-2.měření	0,079	1	0,079	0,000	0,987	0,000
1.-2.měření *směr	267,786	7	38,255	0,128	0,996	0,023

Popisná statistika LOS pro parametry MVL, EPE, MXE a DCL viz Příloha 13 s. 89-90. Analýzou rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření nebyla prokázána statisticky významná změna v parametrech EPE a DCL mezi prvním a druhým měřením při všech podtrzích plošiny, nulovou hypotézu H_0 **nelze zamítnout** pro všechny výše zmíněné parametry (viz Tabulka 9, s. 32 a Tabulka 11 s. 33).

Analýzou rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření byla prokázána statisticky významná změna v parametrech MVL a MXE mezi prvním a druhým měřením. Následně provedeným párovým T-testem pro MVL byla tato signifikantní změna potvrzena pro směr RB-P. Nulovou hypotézu H_0 **zamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy H_0A pro parametr **MVL a směr RB-P** (viz Tabulka 8 a 9 s. 32). Párovým T-testem pro MXE byla signifikantní změna prokázána ANOVou vyvrácena. Nulovou hypotézu H_0 **pro MXE** tedy **nelze zamítnout** (viz Tabulka 11 a 12 s. 33).

4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Znění výzkumné otázky č. 2: Existuje rozdíl v rychlosti chůze mezi prvním a druhým měřením u pacientů po CMP?

H_0 4: Mezi prvním a druhým měřením nedošlo v chůzových testech k signifikantní změně.

- a) 10MWT pohodlná (V1) a maximální rychlost (V2)
- b) TUG
- c) TUG-COG

H_A 4: Mezi prvním a druhým měřením došlo v některém z chůzových testů k signifikantní změně.

Tabulka 14 Testování normálního rozložení dat pro testy chůze

Proměnná	Testování normality		
	N	max D	Kolmogorov-Smirnov p
1_10MWT_V1_PRUM_(m/s)	7	0,199457	p> .20
1_10MWT_V2_PRUM_(m/s)	7	0,229709	p> .20
1_TUG_PRUM_(sec)	7	0,122722	p> .20
1_TUG-COG_PRUM_(sec)	5	0,296816	p> .20
2_10MWT_V1_PRUM_(m/s)	7	0,229728	p> .20
2_10MWT_V2_PRUM_(m/s)	7	0,294953	p> .20
2_TUG_PRUM_(sec)	7	0,161924	p> .20
2_TUG-COG_PRUM_(sec)	6	0,334957	p> .20

Legenda: „1_“/ „2_“ na začátku = označení 1. / 2. měření, „PRUM“ = aritmetický průměr

Tabulka 15 Popisná statistika testů chůze

Proměnná	Popisná statistika – testy chůze				
	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
1_10MWT_V1_PRUM_(m/s)	0,802	0,828	0,445	1,14	0,261
1_10MWT_V2_PRUM_(m/s)	1,146	1,052	0,891	1,532	0,231
1_TUG_PRUM_(sec)	11,427	11,173	8,21	14,42	2,213
1_TUG-COG_PRUM_(sec)	14,689	12,587	11,157	19,843	4,081
2_10MWT_V1_PRUM_(m/s)	1,098	0,997	0,846	1,548	0,249
2_10MWT_V2_PRUM_(m/s)	1,372	1,271	1,141	1,948	0,275
2_TUG_PRUM_(sec)	9,603	9,383	6,857	13,353	2,063
2_TUG-COG_PRUM_(sec)	12,141	10,528	9,193	16,77	3,379

Legenda: „1_“/ „2_“ na začátku = označení 1. / 2. měření, „PRUM“ = aritmetický průměr

Tabulka 16 Párový T-test pro testy chůze

Proměnná	Párový T-test – testy chůze Vyznačené červeně jsou významné na hladině p <0,05							
	Průměr	SD	N	Rozdíl	Rozdíl SD	t	df	p
1_10MWT_V1_PRUM_(m/s)	0,802	0,261						
2_10MWT_V1_PRUM_(m/s)	1,098	0,249	7	-0,296	0,190	-4,131	6	0,006
1_10MWT_V2_PRUM_(m/s)	1,146	0,231						
2_10MWT_V2_PRUM_(m/s)	1,372	0,275	7	-0,225	0,156	-3,816	6	0,009
1_TUG_PRUM_(sec)	11,427	2,213						
2_TUG_PRUM_(sec)	9,603	2,063	7	1,823	0,987	4,888	6	0,003
1_TUG-COG_PRUM_(sec)	14,689	4,081						
2_TUG-COG_PRUM_(sec)	12,730	3,416	5	1,959	0,827	5,298	4	0,006

Legenda: „1_“/ „2_“ na začátku = označení 1. / 2. měření, „PRUM“ = aritmetický průměr

H₀4 a)

Párovým T-testem bylo prokázáno, že existuje statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) v průměrné rychlosti při 10MWT mezi 1. a 2. měřením jak při pohodlné (V1), tak maximální (V2) rychlosti (viz Tabulka 16, s. 35). Hodnota p pro V1 = 0,006, p pro V2 = 0,009. Nulovou hypotézu H₀4 **zamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy H_A4 pro obě rychlosti, tj. V1 a V2.

H₀4 b)

Párovým T-testem bylo prokázáno, že existuje statisticky významný rozdíl ($p = 0,003$) v průměrném čase TUG mezi 1. a 2. měřením (viz Tabulka 16, s. 35). Nulovou hypotézu H₀4 **zamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy H_A4.

H₀4 c)

Párovým T-testem bylo prokázáno, že existuje statisticky významný rozdíl ($p = 0,006$) v průměrném čase TUG-COG mezi 1. a 2. měřením (viz Tabulka 16, s. 35). Nulovou hypotézu H₀4 **zamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy H_A4.

4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

Znění výzkumné otázky č. 3: Má kognitivní úkol (tzv. *dual-task*) vliv na rychlost chůze u pacientů po CMP?

H₀5: Není signifikantní rozdíl mezi průměrným časem TUG a TUG-COG:

- a) v rámci měření a
- b) mezi měřeními.

H_A5: Je signifikantní rozdíl mezi průměrným časem TUG a TUG-COG:

- a) v rámci měření a
- b) mezi měřeními.

Tabulka 17 Popisná statistika TUG a TUG-COG

Proměnná	Popisná statistika TUG a TUG-COG				
	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
1_TUG_PRUM_(sec)	11,427	11,173	8,21	14,42	2,213
1_TUG-COG_PRUM_(sec)	14,689	12,587	11,157	19,843	4,081
2_TUG_PRUM_(sec)	9,603	9,383	6,857	13,353	2,063
2_TUG-COG_PRUM_(sec)	12,141	10,528	9,193	16,77	3,379
TUG_PRUM_(sec)	10,515	10,295	6,857	14,42	2,262
TUG-COG_PRUM_(sec)	13,299	11,537	9,193	19,843	3,761

Legenda: „1_“/ „2_“ na začátku = označení 1. / 2. měření, „PRUM“ = aritmetický průměr, Proměnné TUG_PRUM_(sec) a TUG-COG_PRUM_(sec) obsahují data z 1. a 2. měření dohromady.

Tabulka 18 Párový T-test pro TUG a TUG-COG

Proměnná	Párový T-test TUG a TUG-COG							
	Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$							
	Průměr	SD	N	Rozdíl	SD	t	df	p
1_TUG_PRUM_(sec)	12,239	1,938						
1_TUG-COG_PRUM_(sec)	14,689	4,081	5	-2,451	2,594	-2,112	4	0,102
2_TUG_PRUM_(sec)	10,061	1,829						
2_TUG-COG_PRUM_(sec)	12,141	3,379	6	-2,079	2,116	-2,407	5	0,061
TUG_PRUM_(sec)	11,051	2,114						
TUG-COG_PRUM_(sec)	13,299	3,761	11	-2,248	2,229	-3,345	10	0,007

H₀₅ a)

Párovým T-testem bylo prokázáno, že neexistuje rozdíl v průměrném čase TUG ani TUG-COG testu v rámci měření 1. i 2. měření, viz Tabulka18. Nulovou hypotézu H₀₅ pro „část a“ nelze zamítnout.

H₀₅ b)

Statisticky významný rozdíl byl prokázán mezi průměrnými časy TUG a TUG-COG, nulovou hypotézu H₀₅ zamítáme ve prospěch alternativní hypotézy H_{A5} pro „část b“ (na hladině významnosti $p = 0,007$) viz Tabulka18.

4.4 Výsledky k výzkumné otázce č. 4

Znění výzkumné otázky č. 4: Existuje korelace mezi změnou rychlosti chůze a posturální stabilitou, reaktibilitou a aktivním přesunem COG u pacientů po CMP?

H₀₆: Neexistuje korelace mezi parametry vykazujícími signifikantní změnu naměřenou pomocí posturografu a parametry vykazujícími signifikantní změnu v klinických chůzových testech.

H_{A6}: Neexistuje korelace mezi parametry vykazujícími signifikantní změnu naměřenou pomocí posturografu a parametry vykazujícími signifikantní změnu v klinických chůzových testech.

Tabulka 19 Korelace 1

Proměnná X & Proměnná Y	Korelace						
	Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$						
	Průměr	SD	r (X, Y)	r ²	t	p	N
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,296	0,190					
MB_WS_ROZ	-2,143	5,928	-0,935	0,874	-5,886	0,002	7
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,296	0,190					
SF_WS_ROZ	-2,286	8,770	-0,766	0,587	-2,664	0,045	7

Legenda: 10MWT_V1_ROZ = rozdíl 2. a 1. měření 10MWT při pohodlné rychlosti, MB_WS_ROZ = změna parametru WS při středním podtrhu plošiny vzad (**Medium Back**) při MCT, SF_WS_ROZ = změna parametru WS při pomalém podtrhu plošiny vpřed (**Small Front**) při MCT,

Tabulka 20 Korelace 2

Proměnná X & Proměnná Y	Korelace						
	Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$						
	Průměr	SD	r (X, Y)	r ²	t	p	N
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
LF-NP_MVL_ROZ	0,920	1,167	-0,899	0,809	-3,560	0,038	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
R-P_MXE_ROZ	-0,600	4,219	-0,884	0,781	-3,267	0,047	5

Legenda: 10MWT_V1_ROZ = rozdíl 2. a 1. měření 10MWT při pohodlné rychlosti, LF-NP_MVL_ROZ = změna parametru MVL při přesunu těžiště doleva dopředu (left front) směrem k neparetické dolní končetině, TUG_ROZ = rozdíl 2. a 1. měření TUG testu, R-P_MXE_ROZ = změna parametru MXE při přesunu těžiště doprava (right) směrem k paretické dolní končetině.

Statisticky významný rozdíl byl prokázán pouze mezi výše prezentovanými korelacemi, nulovou hypotézu H_0 **zamítáme** ve prospěch alternativní hypotézy H_A pro **výše zmíněné parametry** v tabulkách (na hladině významnosti $p < 0,05$), viz Tabulka 19 a 20. Korelace všech parametrů jsou uvedeny v příloze viz Příloha 14 a 15 s. 91-95.

5 DISKUZE

5.1 Diskuze k výzkumné otázce č. 1

Ve výzkumné otázce č.1 byl hodnocen rozdíl mezi 1. a 2. měřením na posturografu firmy Neurocom Equitest System. Z nabízených testů byly využity následující: SOT, MCT a LOS. Statisticky významné výsledky v porovnání s dostupnými nalezenými studiemi budou diskutovány a porovnávány v následujícím textu.

V rámci testování SOT, který sleduje efektivitu stabilizace stoje v závislosti na změně sensorických vjemů (Kolářová et. al., 2014, s. 15), nebyla v žádném sledovaném parametru nalezena signifikantní změna, ani hodnoty blízké hladině kritické významnosti $p=0,05$.

Při MCT, který posuzuje efektivitu automatických posturálních reakcí (Kolářová et. al., 2014, s. 16), byla pomocí ANOVy určena statisticky významná změna mezi 1. a 2. měřením pro parametr WS, který se vztahuje k zatížení dolních končetin. Při následném testování párovým T-testem, kterým byly porovnávány jednotlivé dvojice, signifikantní změna nalezena nebyla. Hodnotě $p=0,05$ se nejvíce blížilo porovnání 1. a 2. měření parametr LB_WS_ABS $p=0,063$ (viz Tabulka 4 s. 30). Jedná se o nejrychlejší podtrh platformy směrem vzad. V parametru SB_WS_ABS, došlo k decentnímu zhoršení zatížení. Ve všech ostatních parametrech lze dle popisné statistiky pozorovat určitý, ne však signifikantní, trend zlepšení, tj. snížení naměřených hodnot. Tento trend ukazuje, že u pacientů došlo mezi měřeními k mírnému snížení asymetrie zatížení mezi dolními končetinami. Při ostatních sledovaných parametrech, tj. SS, LAT_NP, LAT_P nebyla detekována statisticky významná změna.

Posledním z testů v rámci posturografického hodnocení byl LOS, který sleduje pacientovu schopnost měnit pozici těžiště přesně vymezeným směrem beze změny opěrné báze (Kolářová et al., 2014, s. 16). Statisticky významná změna mezi prvním a druhým měřením byla prokázána u parametru MVL, proměnné RB-P_MVL ($p=0,047$ viz Tabulka 9, s. 32). Tato proměnná udává rychlost posunu těžiště směrem dozadu doprava (RB), tj. k parietické dolní končetině (P). U všech proměnných parametru MVL, kromě B_MVL (přesun těžiště dozadu) lze opět pozorovat trend zlepšení, tj. zvýšení rychlosti.

U parametru MXE byla sice určena statisticky významná změna mezi měřeními, ale při srovnání pomocí párového T-testu, nebyla nalezena žádná signifikace. Nejbližší hladině signifikance, tj. hodnotě $p=0,05$ byla proměnná F_MXE s $p=0,088$ (viz Tabulka 12, s. 31). Proměnná F_MXE udává maximální výchylku těžiště (MXE) směrem dopředu (F).

Hodnocením LOS u pacientů po CMP, rovněž s využitím EquiTest System, se zabýval i Alfeeli et al. (2013, s. 252). Studie se zúčastnilo 36 chůze schopných jedinců v chronickém

stádiu onemocnění, 21,76 měsíců od ataky (SD $\pm 6,63$). Tito pacienti absolvovali dvakrát týdně po dobu 3 měsíců balanční trénink s vizuální zpětnou vazbou na posturografu a třikrát týdně konvenční fyzioterapeutickou intervencí, kterou však autoři studie dále nespécifikují. V rámci výzkumu byly sledovány pouze kompozitní hodnoty, tj. souhrnné hodnocení v rámci jednotlivého parametru. U pacientů došlo po absolvování programu k signifikantnímu zlepšení ($p < 0,01$) v parametru MVL, EPE, MXE. V parametru DCL došlo k mírnému, ne však statisticky signifikantnímu zlepšení.

Ačkoli Alfeeli et al. (2013, s. 251-254) prokázal u pacientů zlepšení ve většině parametrů, v našem experimentu byla signifikantní změna pozorována pouze v parametru MVL. To je dle autora této práce způsobeno především podstatným rozdílem v trvání experimentu, stádiem nemoci u pacientů po CMP a efektem učení v rámci tréninku balance na posturografu.

Efektům učení v rámci LOS se zabýval i Jbabdi, Boissy a Hamel (2008, s. 1-10), kteří zkoumali soubor starších pacientů náchylných k pádům žijících v domácím prostředí. Jednalo se o 24 pacientů (10 mužů, 14 žen) s průměrným věkem 71,5 let (SD ± 6). Měření probíhalo na plošině Balance Master. V této studii bylo poukázáno na fakt, že pro získání objektivních výsledků v rámci LOS je třeba pacientům umožnit naučit se kontrolovat posun těžiště. Autoři uvádějí, že spolehlivé výsledky v rámci LOS, týkající se posturální stability, jsou získány až po dvou doplňkových pokusech, kdy se proband naučí pracovat s těžištěm (Jbabdi, Boissy a Hamel, 2008, s. 8).

V našem experimentu bylo pacientům před samotným měřením umožněno si vyzkoušet přesuny těžiště v rámci LOS, někteří pacienti však absolvovali mezi měřeními více terapií zaměřených na bilanci vedených na posturografu. Tyto charakteristiky však autor práce neměl k dispozici. Určitý efekt učení, jehož míra zůstává nezodpovězena, však musí být na základě Jbabdi, Boissy a Hamel (2008, s.8) brán v potaz.

Signifikantní zlepšení v rámci našeho experimentu bylo pozorováno u proměnné RB-P_MVL (viz výše s. 39). Tento parametr nám ukazuje na zvýšení rychlosti přesunu těžiště směrem k paretické dolní končetině – doprava dozadu.

U pacientů po CMP bylo prokázáno, že pacienti mají v rámci LOS problém s přesunem těžiště všemi směry, nejvíce pak směrem k paretické dolní končetině (de Haart et al., 2005, s. 755). Zlepšení v rámci MVL směrem k paretické straně tedy ukazuje na zlepšení v rámci práce s těžištěm a stabilitě v tomto směru.

LOS ale dle Tasseel-Ponchea, Yelnik a Bonan (2015, s. 4) nereflektuje efektivitu posturální kontroly, ale mnohem více strach z pádu, o to více u pacientů po CMP.

5.2 Diskuze k výzkumné otázce č. 2

Ve výzkumné otázce č. 2 byla hodnocena změna rychlosti chůze mezi 1. a 2. měřením. Kvantifikace chůze je důležitá za účelem objektivního posouzení efektivity terapie (Bastlová et al., 2015, s. 15). Snížení rychlosti chůze je totiž jedním z hlavních impairmentů ADL, se kterým se pacienti po CMP potýkají.

Dle Salbacha (2001, s. 12010) může být pohodlná rychlost měřená v prvním týdnu od ataky určitým měřítkem, či ukazatelem toho, zda bude pacient propuštěn do domácího prostředí, či bude potřebovat delší hospitalizaci. U pacientů, kteří šli rychlostí 0,6 m/s a vyšší, byla mnohem vyšší pravděpodobnost dřívějšího propuštění než u pacientů, kteří šli rychlostí 0,3 m/s či pomaleji.

Goldie, Matyas a Evans (1996, s. 1081) uvádí, že rychlost chůze je dostatečně citlivým nástrojem k hodnocení progresu pacienta. K hodnocení chůze bylo v tomto experimentu využito 10MWT, TUG a TUG-COG. Tyto testy jsou finančně, časově a prostorově nenáročné.

Perry et al., (1995, s. 988) hodnotí míru samostatnosti pacienta při chůzi na základě rychlosti následovně. Bezpečná chůze ve vnitřních prostorech, v domácnosti atp. (těžký impairment) při rychlosti 0,4m/s, omezená chůze a interakce s vnějším prostředím (střední impairment) při rychlosti mezi 0,4 m/s a 0,8 m/s a plně mobilního participujícího ve společnosti, nezávisle pohybující se v exteriéru atp. (mírný impairment), při rychlosti chůze nad 0,8m/s.

Pro srovnání uvádí Salbach (2001, s. 1207) rychlosti chůze, které jsou potřeba, aby člověk stihl přejít cestu na semaforem řízeném přechodu pro chodce. Ve velkém americkém městě je u nejdélšího intervalu pro přejítí potřeba rychlost 0,71 m/s, na nejkratším intervalu pak rychlost 1,38m/s). V České republice je dle normy ČSN trvání signálu pro přejítí cesty po přechodu pro chodce řízeného semaforem dimenzováno na rychlost 1,25m/s (ČSN 73 6110, 2006, s. 80).

Změny v rychlosti a normativní data stran chůze u pacientů po CMP v subakutním stádiu po rehabilitaci popisuje i studie provedená Tilson et. al (2010, s. 202), ve které byl zkoumán vzorek 283 pacientů s primoatakou CMP v subakutním stádiu. Autoři hodnotili rychlost chůze v pohodlném tempu na vzdálenosti 14 metrů, kdy hodnocen byl pouze střední úsek 10 metrů, aby bylo vyloučeno počáteční zrychlení a zpomalení na konci měřené vzdálenosti. Měření probíhalo v horizontu dvaceti a šedesáti dnů od ataky. Při prvním měření byla naměřena průměrná rychlost 0,18 m/s (SD ± 0,16 SD) při druhém pak 0,39 m/s (SD ±

0,22). V této studii byla hodnocena i Minimal Clinical Important Difference (MCID) tj. minimální, ale stále klinicky významná změna v rychlosti chůze. Tato změna je dle autorů 0,16 m/s. Perera et al. (2006, s. 747) uvádí hodnotu smysluplného zlepšení od 0,06 m/s a hodnotu výrazného zlepšení od 0,14m/s. Perera ve stejné studii rovněž uvádí i standardní chybu měření, která je v případě 10MWT 0,004 m/s.

Již v teoretické části této práce bylo zmíněno, že u zdravé populace se tempo běžné, pohodlné rychlosti pohybuje mezi 1,0-1,05 m/s (Nadeu et al., 2013, s. 267).

V této diplomové práci byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi prvním a druhým měřením u všech výše zmíněných testů chůze. Námi sledovaný vzorek pacientů dosáhl již při 1. měření 10MWT při pohodlné rychlosti V1 průměrných hodnot 0,802 m/s (SD \pm 0,261) a při 2. měření 1,098 m/s (SD \pm 0,249). Při měření 10MWT při maximální rychlosti V2 dosáhli v rámci 1. měření pacienti průměrných hodnot 1,146 m/s (SD \pm 0,231) a v rámci 2. měření pak hodnot 1,372 m/s (SD \pm 0,275).

Výše uvedené hodnoty ukazují, že i s přihlédnutím ke standardní chybě měření, která je 0,004m/s, byli pacienti již při vstupním testování, schopni na základě dělení dle Perry et al., (1995, s.988) samostatné, bezpečné chůze v rámci ADL. Prezentované hodnoty pak dále podporují a ukazují na efektivitu terapie, kterou vzorek pacientů hodnocený v této diplomové práci během své hospitalizace absolvoval. Dle Salbacha (2001, s. 1204-1205) dochází ke zlepšení chůze již v prvních dnech po atace, tudíž je důležité při hodnocení toto období neopomenout. V našem souboru bylo 1. měření provedeno v rozmezí 21,14 dnů (SD \pm 19,74) od ataky. To může být příčinou relativně dobrých výsledků měření rychlosti chůze při 1. měření, zároveň je však nutno opět zdůraznit, že i navzdory tomuto došlo u pacientů k signifikantní změně rychlosti chůze.

Dalším argumentem pro používání 10MWT jsou velice dobré výsledky test/ retest reliability, intrarater a interrater reliability. Collen et al. (1990, s.9) uvádí vynikající výsledky pro test-retest reliabilitu (Intraclass Correlation Coefficient – ICC =0,095 – 0,99), dále pro intrarater reliabilitu (ICC= 0,87-0,88) a interrater reliabilitu (ICC =0,998).

Reliabilitu testů chůze hodnotil i Flansbjer et al. (2005, s. 81), který ve studii zkoumal 6 klinických testů chůze (Timed Up and Go test, chůzi v běžném a rychlém tempu, chůzi do schodů, chůzi ze schodů a 6minutový test chůze). Testy volil jak na základě jednoduchosti provedení pro vyšetřujícího, tak aby se pacientům zdály smysluplné, ale zároveň byly dostatečně citlivé k detekci zlepšení. Výsledkem bylo zjištění, že všechny výše zmíněné testy vykazují vysokou míru reliability a mohou být využity při hodnocení zlepšení chůze u pacientů s lehkou až středně těžkou hemiparézou, která vznikla v důsledku CMP.

Flansbjer et al. (2005, s. 79) ve své studii dále dospěl k standardní chybě měření (ang. standart error measurement (SEM%) – hodnoty nižší 10 %, tj. vysoká míra reliability, sensitivity a schopnost detekce i malých, klinicky však relevantních zlepšení chůze u pacientů.

Při hodnocení efektu a progresu terapie se na mnohých pracovištích používá Fugl-Meyer Assesment (FMA) a skóre dle Barthelové. Salbach ve své studii srovnává kromě jiného i rychlost chůze a FMA a na základě výsledků uvádí, že rychlost chůze je méně náchylnější k tzv. „*ceiling efektu*“, v porovnání s Fugl-Meyer Assesment (FMA) – zaměřeným na senzomotorickou složku, či skóre dle Barthelové (Salbach 2001, s. 1210). Chůze je totiž dle Salbacha et al. (Salbach 2001, s. 1210), limitována pouze fyzickou kapacitou jedince, nikoli strukturou samotné testovací metody, na druhou stranu není tak responsivní pro nejzávažněji postižené pacienty.

Výše uvedené podporuje i zjištění Richards et al., (1992 in Salbach 2001, s. 1210), že ke zlepšení – zvýšení rychlosti chůze dochází jak po uplynutí 6 týdnů, kdy již nedošlo ke změně v senzomotorickém hodnocení dle FMA, tak po třech měsících, kdy došlo ke zploštění vývoje zlepšení ve skóre dle Barthelové.

Při testech chůze využívají někteří pacienti kompenzační pomůcky např. vycházkovou hůl, 1 či 2 francouzské hole (Hafsteinsdóttir, Rensink a Schuurmans, 2014, s. 206). V našem experimentu žádný z pacientů kompenzační pomůcku nepoužíval.

Pollock, Eng a Garland, (2011, s. 694) uvádějí, že použití kompenzační pomůcky u TUG, vzhledem k jednoduché povaze testu („single-task“) nemá na výsledek vliv. Avšak výše uvedení autoři doporučují TUG spíše jako screeningovou metodu. K závěru, že použití kompenzační pomůcky nemá vliv na výsledek testu chůze, dospěli i Dean et al. (2000 in Flansbjer et al. 2005, s. 76).

Vlivem kompenzační pomůcky na provedení TUG testu se zabýval Kalula et al., (2010, s. 320). Nejednalo se však o pacienty po CMP. Rozdíl v použití a nepoužití vycházkové hole byl ≥ 2 sekund.

Výhodou TUG testu od 10MWT je jeho větší komplexita, jelikož se skládá z několika na sebe navazujících dílčích činností; postavení se ze sedu, chůze a obejití předmětu a opětovné posazení se na židli. Při TUG a TUG-COG testu je součástí testu obejití kuželu v přesně vytyčené vzdálenosti. Otočka směrem k paretické, či neparetické dolní končetině v rámci TUG u pacientů po CMP nehraje dle de Moraes Faria, Teixeira-Salmela a Nadeau (2009, s. 204) roli. Směrem otočky se ve studii zabývali i Heung a Ng (2009, s. 721), kteří naopak uvádějí, že mezi směrem otočky existuje signifikantní rozdíl. Směr otočky kolem

kuželky na obě strany se však důrazně doporučuje u pacientů s vestibulární poruchou (Bastlová et al., 2015, s. 23).

Podsiadlo a Richardson (1991, s. 144) určili ve své studii, které se zúčastnilo 10 zdravých jedinců (6 mužů a 4 ženy) s věkovým průměrem 75,0 let (rozptyl 70-84 let), že provedení TUG testu trvá v průměru 8,5 sekundy (rozptyl 7-10 sekund). Podsiadlo a Richardson (1991, s. 145) dále pacienty dle výsledku TUG testu rozdělili do 3 skupin. Při čase <20 sekund se jedná o samostatného člověka s rychlostí chůze minimálně 0,5m/s, při čase >30 sekund o člověka potřebujícího asistenci v ADL, při časech mezi 20 a 30 sekundami je třeba dalšího přesnějšího testování. Jedná se o velice hrubé rozdělení a výše uvedené je do jisté míry v rozporu s Bastlovou et al., (2015, s. 23), která uvádí, že u osob, kterým provedení testu trvá déle než 12 sekund, je vysoké riziko pádu. Naopak Manaf, Justine a Omar (2014, s.6) uvádí, že TUG není pro pacienty po CMP dostatečně náročný, aby mohl být využit k detekci náchylnosti k pádu. Za tím účelem je dle výše uvedených autorů nutno dual-task TUG.

Pro absenci hodnot reliability (ICC) pro TUG test u pacientů po CMP v subakutním stádiu jsou orientačně uvedeny údaje za chronické stádium. Chan et al. (2017, s.1) uvádí, že u chronických pacientů po CMP vykazuje TUG vynikající míru intra-rater reliability (ICC 0,944 – 0,987), inter-rater reliability (ICC 0,954-0,998) a minimální zjistitelnou změnu (Minimal Detectable Change) 3,53 s, takže je dostatečně citlivý.

Námi sledovaný vzorek pacientů dosáhl při 1. měření TUG testu času 11,427 s (SD $\pm 2,213$) a při 2. měření 9,603 s (SD $\pm 2,063$). Pokud srovnáme výsledky, které prezentuje Podsiadlo a Richardson s námi naměřenými hodnotami, vidíme, že ani při druhém testování nedosáhli pacienti průměrné hodnoty. Vyjadřuji se pouze k průměrné hodnotě, jelikož rozptyl uváděný autorem je příliš vysoký. Pokud budeme srovnávat námi naměřené časy TUG s hodnotou, kterou uvádí Bastlová et al. (2015, s. 23), lze na základě průměrných hodnot a odchylky konstatovat, že již při prvním měření bylo u pacientů nižší riziko pádu. Při druhém měření pak riziko pádu kleslo ještě více pod kritickou hodnotu 12 sekund.

Již bylo zmíněno, že jedním z dílčích úkonů TUG testu je postavení se ze sedu na židli a opětovné posazení na konci testu. V rámci tohoto experimentu byla vždy používána stejná židle o standardizované výšce sedátka 44cm a opěrky ve výšce 64cm tak, jak doporučuje Bastlová et al., (2015, s. 23, viz Příloha 9 a 10 s. 82 a 83).

Změnou výšky sedáku židle a otočením se směrem k postižené či nepostižené dolní končetině na časové provedení TUG testu se zabývali Heung a Ng (2009, s. 719-722). Studie se zúčastnilo 25 subjektů, z toho 20 mužů a 5 žen, průměrného věku 66,1 let (SD $\pm 6,2$).

Z 25 probandů s primoatakou CMP byla u 23 diagnostikována ischemická CMP, u 2 probandů hemoragická. Jednalo se o pacienty v subakutním stádiu, v průměru 87,8 dní od ataky (SD ±40,4). Všichni pacienti dosáhli v Mini Mental State Examination skóre 23 a vyšší, netrpěli závažnou spasticitou plantárních flexorů a byli schopni ujít 6 metrů bez asistence či pouze s použitím kompenzační pomůcky. Kritériem pro vyřazení byly zdravotní komorbidity, např. zrakový impairment, které by omezovaly samotné testování.

U každého pacienta bylo náhodně testováno 6 podmínek, které zahrnovaly kombinaci výšky sedáku židle ve 115%, 90% či 65% délky bérce probanda a otočení se k postižené, či nepostižené dolní končetině. Délka bérce byla měřena v sedě, s obutými botami, na které byl proband zvyklý, při 90° flexi v kolenních kloubech, od laterální kloubní linie k zemi. Každému probandovi byly umožněny dva zkušební pokusy při výšce sedátka židle ve výšce 65% délky bérce. Každá podmínka byla testována třikrát, v analýze byl testován průměr ze třech pokusů. ANOVou pro opakovaná měření nebyla prokázána signifikantní interakce mezi výškou sedáku židle a směrem otočky ($p = 0,073$). Autoři zdůrazňují, že tato interakce by mohla být potvrzena při větším vzorku probandů.

Signifikantní změna však byla prokázána mezi průměrnými časy TUG při všech výškách sedáku židle ($p < 0,001$), hodnoty viz Tabulka 21. To je dle autorů způsobeno v první řadě tím, že těžiště probandů musí při vstávání z hlubokého sedu urazit daleko větší trajektorii než při sedu vysokém. Autoři dále výsledky vysvětlují rozdílnou pohybovou strategií postavování se z hlubokého sedu, která je potřebná k vytvoření dostatečného dopředného momentu k přenesení těžiště nad opěrnou bázi. Ve studii byl prokázán i signifikantní rozdíl mezi směrem otočky ($p < 0,001$), viz Tabulka 21. Probandi byli rychlejší při otáčení se směrem k paretické dolní končetině. To autoři vysvětlují tím, že při otočce k neparetické dolní končetině bylo u pacientů pozorováno zvýšení počtu kroků, což ale nebylo formálně zaznamenáno. Tuto myšlenku však podporuje Thigpen (2000, s. 1184), který zkoumal rozdíl v počtu kroků při otáčení se u zdravých lidí a u lidí s poruchou balance.

Tabulka 21 Průměrný čas TUG (upraveno dle Heung a Ng, 2009, s. 720)

Výška sedáku židle, % délky bérce	Průměrný čas TUG (sek.), (SD)	
	Otočka k paretické str.	Otočka k neparetické str.
115	27,45 (12,02)	28,97 (12,63)
90	28,89 (12,55)	30,60 (13,69)
65	32,25 (14,87)	34,49 (16,31)

Součástí TUG-COG testu je za účelem zvýšení senzitivity a specificity kognitivní úkol (Cardon-Verbecq et al., 2017, s. 83). Námi sledovaný vzorek pacientů dosáhl při 1. měření

TUG-COG testu průměrného času 14,689 s (SD \pm 4,081) a při 2. měření pak 12,730s (SD \pm 3,416).

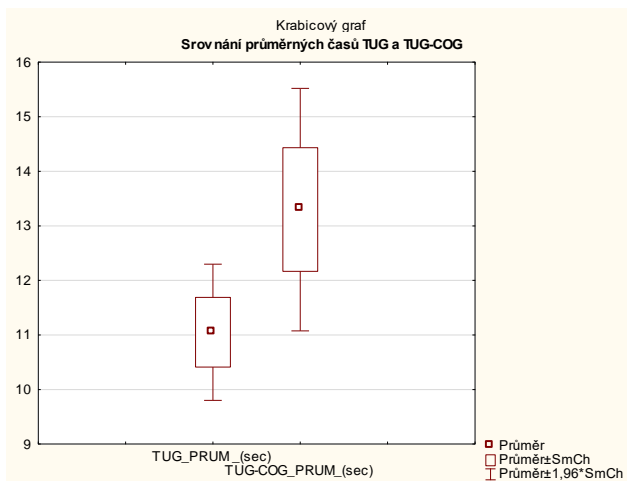
V našem vzorku došlo u 5 ze 7 pacientů při COG-TUG v rámci prvního či druhého měření minimálně k jedné chybě v počítání. Za předpokladu, že se u pacientů nejedná o projev dyskalkulie, je možno usuzovat, že došlo ke zvýšeným nárokům na CNS. V našem případě jeden pacient nebyl schopný kognitivní úkol splnit, při druhém měření pak kognitivní úkol odmítl.

Pumpho et al. (2020, s. 1) uvádí, že někteří pacienti po CMP mají problém s odčítáním, jelikož došlo k poškození center mozku zodpovědných za početní operace. Tyto centra se nacházejí ve spodních oblastech parietálního laloku bilaterálně. Pro bezchybné početní operace je třeba bezchybné bilaterální souhry, která může při poruše v dané oblasti u pacientů narušena. Pumpho et al. (2020, s. 2) se ve studii zaměřili na to, zda a případně kterou úlohou je možno početní operaci v rámci TUG-COG nahradit tak, aby došlo k dostatečnému ovlivnění motoriky, tak kognice. Do výzkumu bylo zařazeno 23 pacientů po CMP, kteří byli schopni odčítat a 19 pacientů, kterým dělala početní operace odčítání potíže. Výsledkem bylo zjištění, že u pacientů, kteří mají problémy s početními operacemi, může být odčítání v rámci TUG-COG nahrazeno vyjmenováváním slov začínajících na konkrétní písmeno. Výše uvedené autoři vysvětlují tím, že při vyjmenovávání dochází v porovnání s ostatními navrhovanými kognitivními úkoly k větší aktivitě v podpůrné motorické arei, což vedlo k ovlivnění jak motoriky, tak kognice.

TUG-COG test je dále podrobněji diskutován v následující podkapitole 5.3.

5.3 Diskuze k výzkumné otázce č. 3

Ve výzkumné otázce č. 3 byl zkoumán vliv kognitivního úkolu na trvání TUG-COG testu v porovnání s TUG testem. Oba testy byly nejprve porovnávány v rámci prvního a druhého měření samostatně, kdy nebyla prokázána statisticky významná změna. Následně byly testovány obě měření TUG dohromady s oběma měřeními TUG-COG dohromady (viz Graf 1, s. 47). Touto úpravou byl získán mnohem větší vzorek, u kterého byla prokázána signifikantní změna mezi oběma testy.



Graf 1 Srovnání průměrných časů TUG a TUG-COG

V rámci TUG-COG je důležité vyjádřit se k efektu učení (*ang. learning effect*) při kognitivní úloze. V našem experimentu bylo zajištěno, že při každém ze třech pokusů bylo odčítáno různé číslo (podrobně viz kap. 3 Metodika výzkumu), to vzhledem k efektu učení doporučuje i Pumpho et al., (2020, s. 3).

Již v předchozí podkapitole bylo poukázáno na vztah mezi kognitivními funkcemi a motorikou. Obé je pro neporušenou chůzi esenciální. Předpokládá se, že pokles rychlosti chůze při mluvení je indikátorem mírného kognitivního poškození (Montero-Odasso, 2012, s. 2128). Výše uvedené bývá některými autory označováno jako kognitivně-motorická interference (Pumpho et al., 2020, s. 2). Ke kognitivně motorické interferenci dochází v podmínkách, pokud je snížena kapacita pro zpracovávání informací pro oba úkoly v rámci *dual-task* (tj. zpracovávání dvou úkolů najednou), následně dojde k omezení v provedení či kvalitě jednoho či obou úkolů (Ohzuno a Usuda, 2019, s. 255).

Schumway-Cook, Brauer a Woollacott (2000, s. 902) uvádí, že kognitivní úloha při TUG-COG má vliv na funkční mobilitu a zvyšuje čas potřebný k vykonání testu o 22-25 %. Výše uvedení autoři uvádí 80 % senzitivitu a 93 % specificitu testu stran určení rizika vzniku pádu u starších samostatně žijících osob.

Chaikereet et al. (2018, in Pumpho et al., 2020, s. 2) rovněž popisují vliv kognitivního úkolu na provedení testu u pacientů. Dle autorů rovněž dochází ke zvýšení času potřebného k vykonání testu, otočce či posazení, dále pak ke zkrácení a snížení rychlosti kroku a zvýšení doby trvání jednoopporové fáze chůzového cyklu.

Jednou z variant modifikace TUG testu je i přidání motorického úkolu. Manaf, Justine a Omar (2014, s. 4) hodnotili 3 modifikace TUG. Účastníky výzkumu byli pacienti po primóatase CMP v chronickém stádiu, medián 12 měsíců od ataky (rozsah 6-32 měsíců)

s mediánem věku 27 let (rozsah 36-80 let). Hodnocen byl vzájemný vztah TUG, TUG-COG, který spočíval v odčítání a TUG s motorickým úkolem, kdy pacienti nesli v ruce sklenici s vodou. Autoři dospěli k výsledku, že existuje statisticky významný rozdíl jak mezi TUG a TUG-COG ($p=0,001$), tak TUG a TUG s motorickým úkolem ($p=0,001$). Statisticky významný rozdíl však nebyl prokázán mezi TUG-COG a TUG s motorickým úkolem ($p=0,07$). Výše uvedení autoři bohužel ve studii neudávají přesné časové hodnoty k jednotlivým testům, pouze grafy, ze kterých nelze přesné hodnoty určit. Za povšimnutí stojí i věková charakteristika souboru.

5.4 Diskuze k výzkumné otázce č. 4

Ve výzkumné otázce č. 4 byla hodnocena korelace mezi změnou rychlosti chůze a posturální stabilitou, reaktibilitou a aktivním přesunem COG. Wei et al., (2017, s. 10) upozorňuje, že rychlost chůze by nikdy neměla být zaměňována s balancí, ačkoli obě zmíněné spolu souvisí.

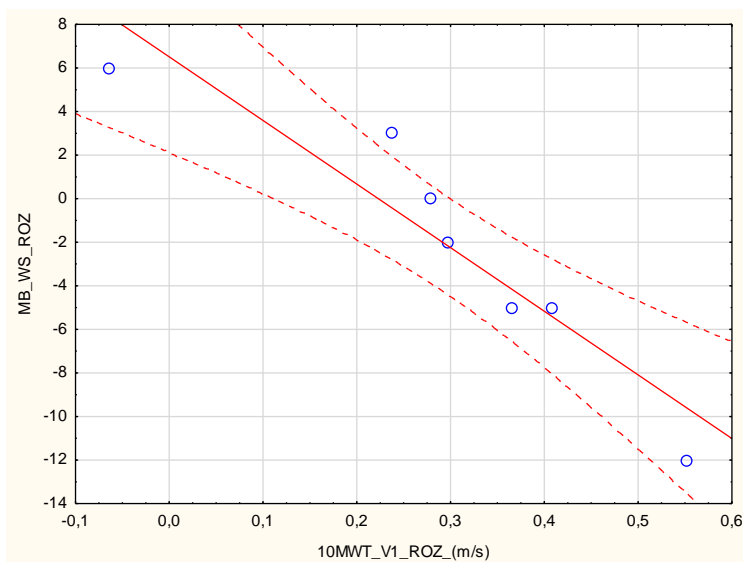
Taylor (1990, s. 37) uvádí, že korelační koeficient r nabývá hodnot v rozsahu od -1 k 0 a do $+1$. Veličina je dle Taylora absolutní a bezdimenzionální. Pokud nabývá korelační koeficient r hodnoty 0 , neexistuje mezi srovnávanými proměnnými žádná korelace. Hodnoty r blízké „ $+1$ “ a „ -1 “ pak udávají sílu tohoto vztahu, čím vyšší, tím se jedná o silnější, lineární vztah. Pozitivní hodnoty ukazují na přímou závislost mezi proměnnými, negativní hodnoty pak ukazují inverzní vztah mezi proměnnými, tedy nepřímou závislost.

V našem experimentu byla prokázána statisticky významná negativní korelace mezi změnou rychlosti při 10MWT při pohodlné rychlosti (10MWT_V1_ROZ (m/s)) a změnou v symetrii zatížení dolních končetin v MCT, při podtrhu plošiny posturografu střední rychlostí směrem dozadu (MB_WS_ROZ). Hodnota signifikance byla v tomto případě $p= 0,002$, korelační koeficient $r = -0,935$ (viz Tabulka 19, s.37).

Negativní korelace byla prokázána i mezi změnou rychlosti při 10MWT při pohodlné rychlosti (10MWT_V1_ROZ (m/s)) a změnou v symetrii zatížení dolních končetin v MCT, při podtrhu plošiny posturografu pomalou rychlostí směrem dopředu (SF_WS_ROZ). Hodnota signifikace byla v tomto případě $p= 0,045$, korelační koeficient $r = -0,766$ (viz Tabulka 19, s.37).

Při srovnání našich výsledků korelačních koeficientů s hodnotami, které uvádí Taylor (viz výše) je možno pro obě výše zmíněné korelace říct, že zvýšení rychlosti při 10MWT negativně koreluje se zlepšením v zatížení (WS) při daných podtržích plošiny při MCT. K negativní korelaci dochází, jelikož zlepšení mezi měřeními v parametru WS, tedy

symetrizace zatížení dolních končetin, je v záporných hodnotách (např. pacient při prvním měření MB_WS_ABS hodnota rozdílu v zatížení dolních končetin 13, při druhém měření MB_WS_ABS hodnota rozdílu v zatížení dolních končetin 1 \rightarrow 1-13=-12 tj. celkové zlepšení). Čím více bylo u pacientů pozorováno snížení asymetrického zatížení dolních končetin při prezentovaných podtrzích, tím došlo k většímu zlepšení v rychlosti chůze. Pro názornost viz Graf 2.



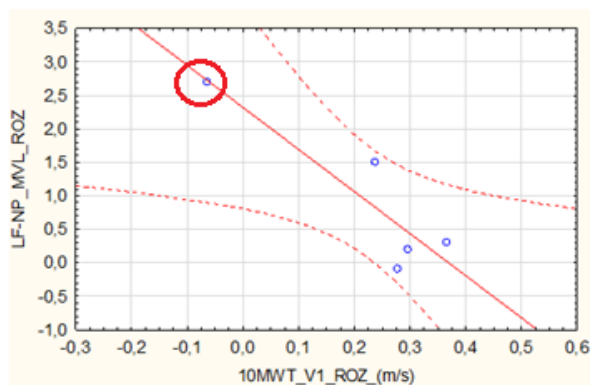
Graf 2 Korelace 10MWT_V1_ROZ a MB_WS_ROZ

Dle výše popisovaných korelací lze usuzovat, že u námi pozorované skupiny pacientů existuje určitý trend, kdy snížení asymetrie zatížení dolních končetin při MCT vede ke zvýšení rychlosti při 10MWT.

Dále byla prokázána statisticky významná korelace mezi změnou rychlosti při 10MWT při pohodlné rychlosti (10MWT_V1_ROZ (m/s)) a změnou v rychlosti přesunu COG směrem doleva-dopředu, k neparetické dolní končetině (LF-NP_MVL_ROZ). Hodnota signifikance byla v tomto případě $p= 0,038$, korelační koeficient $r = -0,889$ viz Tabulka 20, s.37.

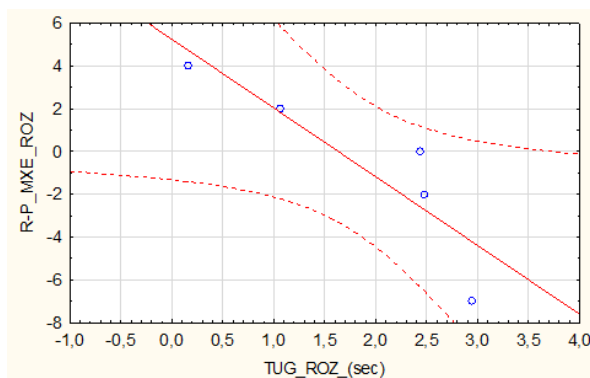
Podle hodnoty korelačního koeficientu $r -0,889$ a Grafu 3 (s. 50) lze usuzovat na negativní korelaci, tj. zhoršení jednom parametru souvisí se zlepšením ve druhém. Dle výsledků výzkumné otázky 1 a 2 je však patrné, že v LF-NP_MVL je pozorován trend zlepšení rychlosti přesunu COG (viz Tabulka 9. s. 32), stejně tak je u 10MWT_V1 pozorován trend ve zvýšení rychlosti. Pro malý vzorek pacientů se nám podařilo identifikovat pacienta, u kterého dle Grafu 3 (s. 50) pozorujeme výrazně odlehle hodnoty, zhoršení v 10MWT a zlepšení v LF-NP_MVL (v grafu červeně zakroužkováno). To mohlo v případě nízkého počtu probandů způsobit zkreslení korelačního koeficientu z předpokládané kladné hodnoty

k hodnotě záporné. Proto bylo pozorování tohoto pacienta odstraněno a provedena nová korelační statistika. V nově provedené korelační statistice již nevyšla statisticky signifikantní změna $p=0,346$, ale korelační koeficient r se z hodnoty $-0,889$ změnil na $0,471$, tedy pozitivní korelaci. Zlepšení tedy proběhlo v obou parametrech tak, jak jsme předpokládali.



Graf 3 Korelace LF_NP_MVL_ROZ a 10MWT_V1_ROZ

Poslední signifikantní závislost ($p=0,047$) byla prokázána mezi změnou TUG a změnou maximální výchylky COG doprava, směrem k paretické dolní končetině (R-P_MXE_ROZ). Korelační koeficient $r = -0,884$. U této korelace opět navzdory zlepšení v obou proměnných pozorujeme negativní korelační koeficient (viz Graf 4). Tento korelační koeficient ukazuje na zlepšení v jedné a zhoršení v druhé proměnné.



Graf 4 Korelace R-P_MXE_ROZ a TUG-ROZ

V proměnné TUG-ROZ je však mezi 1. a 2. měřením pozorován trend zlepšení, tj. snížení času potřebného k vykonání TUG testu viz Tabulka 16, s. 35. V proměnné R-P_MXE_ROZ je mezi měřeními (2.-1.měření) rovněž pozorován trend zlepšení, tj. zvýšení maximální výchylky přesunu COG doprava směrem k paretické dolní končetině (viz Tabulka 12. s. 33). Stejnou úvahou jako u předešlé korelace byla odstraněna odlehlá hodnota, ale

v tomto případě již nedošlo ke změně korelačního koeficientu směrem ke kladným hodnotám, pouze se ztratila signifikance korelace.

Korelace proměnných „10MWT_V1_ROZ a MB_WS_ROZ“, tak „R-P_MXE_ROZ a TUG-ROZ“ ukazují na výraznou odlehlost některých dat, kdy i 1 odlehlá hodnota může či naopak nemusí v tomto souboru výrazně ovlivnit korelační koeficient, což vede k problematické klinické interpretaci získaných statistických dat.

Vztahem mezi rychlostí chůze a balancí se ve studii zabývali i Morgan et al. (2016, s. 244). Studie byla zaměřena na chodící pacienty postižené dětskou mozkovou obrnou. Chůze byla hodnocena pomocí receptorového chodníku GAITRite, který je schopen snímat jednotlivé parametry chůze např. délku a šířku kroku. Balance byla hodnocena pomocí klinické škály Balance Evaluation System test (BESTTest) Výše uvedení autoři uvádějí signifikantní pozitivní korelaci mezi rychlou chůzí a celkovým skóre v BESTtestu (korelační parametr=0,647, $p < 0,001$).

Vzájemné propojení rychlosti chůze a schopnosti balance je dle Morgan et al. (2016, s. 247) evidentnější u získaných neurologických dysfunkcí např. Parkinsonova nemoc či CMP než u mozkovou obrnou.

Ačkoli výše uvedení autoři zkoumali pacienty s odlišnou diagnózou a k hodnocení balance využili v porovnání s našim experimentem klinickou škálu, lze na výsledcích vidět, že mezi rychlostí chůze a balancí existuje závislost.

Harris et al. (2005, s. 157) upozorňuje, že terapeuti by měli být velice obezřetní při hodnocení rizika pádu u pacientů po CMP v chronickém stádiu. U pacientů v chronickém stádiu dle autorů nemusí být Berg Balance Scale a rychlost chůze dostatečně citlivá. Dle autorů by riziko pádu mělo být u těchto pacientů vyšetřováno pomocí reaktivní balance, tj. např. schopnost udržet rovnováhu při šťouchnutí či zakopnutí. To je dle autora této práce nasnadě, ale tento přístup s sebou nese problematiku objektivizace výsledků.

Posturální nestabilitě u pacientů po CMP se věnovala i Halmi et al. (2020, s. 5), která uvádí, že porucha v oblasti balance u pacientů je v porovnání se zdravými jedinci detekovatelná i 4 roky od proběhnutí ataky. K tomuto tvrzení dospěla na základě srovnávání měření pomocí statické i dynamické posturografie a porovnání posturální kontroly pacientů se srovnatelnou zdravou populací.

Yang et al. (2008, s. 611) se ve studii zaměřil na vztah mezi chůzí a posturálními funkcemi u pacientů s Parkinsonovou nemocí v počátečním stádiu. K hodnocení chůze byl využit receptorový chodník GAITRite a k hodnocení dynamické balance pak plošina Balance Master. Výše uvedení autoři ve studii prokázali, že délka kroku signifikantně pozitivně

koreluje s parametry MVL, MXE a DCL při přesunech COG směrem dopředu. Dále byl prokázán silný korelační vztah mezi parametry MVL, MXE a DCL směrem dopředu a rychlostí chůze Yang et al. (2008, s. 613).

Manaf, Justine a Omar (2014, s. 5), uvádí, že kvalita funkční balance u pacientů po CMP souvisí s počtem kroků v rámci TUG testu. Čím více kroků autoři u pacientů napočítali, tím byl pozorován horší výsledek v rámci Berg Balance Scale.

Pokud rozšíříme informace, které uvádí Yang et al. (2008, s. 613) se zjištěním Manaf, Justine a Omar (2014, s. 5), lze do jisté míry říct, že schopnost většího aktivního přesunu těžiště souvisí se schopností rychlejší chůze a zároveň lepší posturální stabilitou.

5.5 Limity studie

Hlavním limitem této diplomové práce je především nízký počet probandů ($n=7$). Dalším limitem studie je genderově nevyvážená skladba skupiny - 1 žena a 6 mužů tj. 15,29% ženy a 84,71% muži. Skupina testovaných jedinců byla nehomogenní i po stránce věku, jelikož se ve skupině nacházeli jedinci ve věku od 41 let do 75let. Nízký počet a z toho plynoucí nehomogenita či nevyváženost v rámci skupiny plyne z omezených možností testování pacientů ve Fakultní nemocnici Olomouc především díky epidemii COVID-19.

S nízkým počtem probandů souvisí i fakt, že výrazně odlehlá data u některého z probandů mohla v takto nízkém vzorku způsobit nepřesnosti při statistickém hodnocení. Pro výběr pacientů byla z důvodů zařazení chůzových testů do výzkumu zvolena kritéria stran samostatného stoje, což mohlo vést k výběru vzorku relativně zdatných jedinců (viz vstupní hodnoty FAC s. 20). Limitací chůzových testů pro další aplikaci či vyvozování závěrů pro ADL je dle Lord a Rochester (2005, s. 1458) fakt, že testy bývají měřeny ve vnitřních prostorech, často bezbariérových, což nereflektuje potřeby chůze v běžném terénu.

U několika pacientů byla v rámci výzkumu zjištěna i jistá míra nespolupráce. Ta spočívala v odmítnutí testu TUG-COG pro jeho kognitivní složku, kterou nebyli pacienti schopni naplnit. To vedlo ke zmenšení počtu naměřených hodnot, již tak limitovaných velikostí zkoumaného vzorku.

ZÁVĚR

Ačkoli je pro mnohé pacienty po CMP v terapii cílem samostatná, bezpečná chůze, jedním z klíčových faktorů pro samostatnost v ADL a chůzi je dostatečná kvalita posturálních funkcí.

Cílem této diplomové práce je objektivní zhodnocení vývoje posturálních funkcí a rychlosti chůze v čase u pacientů po CMP, kteří podstoupili rehabilitační léčbu. K tomuto hodnocení bylo využito posturografického vyšetření a klinických testů chůze.

V rámci posturografického vyšetření byl prokázán signifikantní efekt zlepšení mezi měřeními pouze v parametru MVL při testu LOS. Zlepšení proběhlo ve směru doprava-dozadu, tedy směrem k paretické straně. Právě s přenosem váhy na paretickou stranu mají pacienti po CMP největší problém (Geurts et al., 2005, s. 272). Ostatní signifikantní výsledky získané ANOVou byly následnými testy vyvráceny.

Práce dále prokázala signifikantní zlepšení v rychlosti chůze při všech klinických testech chůze, tedy 10MWT, TUG a TUG-COG. Z výsledků plyne i fakt, že přidání kognitivní úlohy k TUG má vliv na zvýšení času, který pacienti potřebovali k vykonání TUG-COG testu. Je však zajímavé, že rozdíl nebyl pozorován v rámci prvního, či druhého měření, ale pouze mezi typem testu. To mohlo být při porovnání TUG a TUG-COG způsobeno zdvojnásobením množství dat (proměnné TUG a TUG-COG totiž obsahovaly data z obou měření dohromady). Schopnost dual-task, na kterou TUG-COG bezpochyby cílí je pro pacienty po CMP v každodenním životě zásadní. Souvisí se schopností efektivní, bezpečné chůze ve venkovním prostředí a schopností adekvátní reakce na různé podněty např. přijíždějící auto či zvonící mobilní telefon v kapse (Manaf, Justine a Omar, 2014, s.8).

V této práci byl prokázán určitý trend, ne však průkazný vztah mezi posturální stabilitou, reaktibilitou a změnami v rychlosti chůze. Tento nejasný vztah je daný především množstvím korelací, které byly provedeny, tudíž velkou pravděpodobností signifikantního výsledku v některé ze srovnávaných dvojic. Výsledky experimentu mohly být ovlivněny i výrazně odlehlými hodnotami u některých pacientů.

Tato diplomová práce tedy částečně potvrdila stanovené cíle a předpoklady.

Závěrem lze říct, že k potvrzení či další objektivizaci vztahu mezi posturální stabilitou, reaktibilitou a chůzí je však nutno podobných experimentů s větším, reprezentativnějším vzorkem pacientů.

REFERENČNÍ SEZNAM

ALFEELI, A., K., ALGHUNAIM, S., M., BAGER, A., B., SHEHAB, D., K., AHMED, M., M. 2013. Postural stability and balance training program in hemiparetic stroke patients. *Macedonian Journal of Medical Sciences* [online]. 6(3) [cit. 2021-5-9]. ISSN 18575773. Dostupné z: doi:10.3889/MJMS.1857-5773.2013.0303.

BALABAN, B. a TOK, F. 2014. Gait Disturbances in Patients With Stroke. *PM&R* [online]. 6(7), 635-642 [cit. 2021-03-12]. ISSN 19341482. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmrj.2013.12.017.

BARROS DE OLIVEIRA, C., TORRES DE MEDEIROS, Í. R., FROTA, N. A. F., GRETERS, M. E. a CONFORTO, A. B. 2008. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 45(8) [cit. 2021-02-03]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi: 10.1682/JRRD.2007.09.0150.

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.

BENSOUSSAN, L., VITON, J., SCHIEPPATI, M., COLLADO, H., MILHE DE BOVIS, V., MESURE, S. a DELARQUE, A. 2007. Changes in Postural Control in Hemiplegic Patients After Stroke Performing a Dual Task. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 88(8), 1009-1015 [cit. 2021-03-11]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2007.05.009.

BEYAERT, C., VASA, R. a FRYKBERG, G.E. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 45(4-5), 335-355 [cit. 2021-02-02]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi: 10.1016/j.neucli.2015.09.005.

BIZOVSKÁ, L., JANURA, M., MÍKOVÁ, M., SVOBODA, Z. 2017. Rovnováha a možnosti jejího hodnocení [online]. Křížkovského 8, 771 47 Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, [cit. 2019-02-28]. ISBN 978-80-244-5259-3.

BONAN, I. V., COLLE, F.M., GUICHARD, J.P., VICAUT, E., EISENFISZ, BA HUY, P. T., a YELNIK, A. P. 2004. Reliance on visual information after stroke. Part I: balance on dynamic posturography. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 85(2), 268-273 [cit. 2021-02-05]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2003.06.017.

CARDON-VERBECQ, Ch., LOUSTAU, M., GUITARD, E., BONDUELLE, M., DELAHAYE, E., KOSKAS, P., RAYNAUD-SIMON, A. 2017. Predicting falls with the cognitive timed up-and-go dual task in frail older patients. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine [online]. 60(2), 83-86, [cit. 2019-02-25]. ISSN 18770657. Dostupné z: doi: 10.1016/j.rehab.2016.07.003.

COLLEN, F. M., WADE, D. T. a BRADSHAW, C. M. 2009. Mobility after stroke: Reliability of measures of impairment and disability. International Disability Studies [online]. 12(1), 6-9 [cit. 2021-01-14]. ISSN 0259-9147. Dostupné z: doi: 10.3109/03790799009166594.

COLLEN, F. M., WADE, D. T., BRADSHAW, C. M. 2009. Mobility after stroke: Reliability of measures of impairment and disability. International Disability Studies [online]. 12(1), 6-9 [cit. 2021-5-2]. ISSN 0259-9147. Dostupné z: doi:10.3109/03790799009166594.

CONCORDIA UNIVERSITY. 2019. Perform Operating Document. NeuroCom® SMART EquiTest® [online]. [cit. 2021-04-2]. Dostupné z: https://perform.concordia.ca/GettingStarted/pdf/compliance/PC-POD-FA-002-V04_NEUROCOM.pdf.

ČSN 73 6110. 2006. Projektování místních komunikací. Praha: Český normalizační institut. Dostupné z: <https://www.unmz.cz/files/normalizace/%C4%8CSN%2073%206110/74506.pdf>.

DE HAART, M., GEURTS, A. C., DAULT, M. C., NIENHUIS, B., DUYSSENS, J. 2005 Restoration of weight-shifting capacity in patients with postacute stroke: A rehabilitation cohort study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 2005, 86(4), 755-762 [cit. 2021-5-9]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2004.10.010.

DE HAART, M., GEURTS, A. C., HUIDEKOPER, S. C., FASOTTI, L., VAN LIMBEEK, J. 2004. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation [online]. 85(6), 886-895 [cit. 2021-03-11]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2003.05.012.

DE MORAIS FARIA, D. C., FUSCALDI TEIXEIRA-SALMELA, Ch. L., a NADEAU, S. 2015. Effects of the Direction of Turning on the Timed Up & Go Test with Stroke Subjects. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 16(3), 196-206 [cit. 2021-01-25]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi: 10.1310/tsr1603-196.

DEAN, J. C. a KAUTZ, S. A. 2015. Foot placement control and gait instability among people with stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 52(5), 577-590 [cit. 2021-02-05]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi: 10.1682/JRRD.2014.09.0207.

DOBKIN, B. H. a CARMICHAEL, S. T. 2015. The Specific Requirements of Neural Repair Trials for Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 30(5), 470-478 [cit. 2021-01-20]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968315604400.

FLANSBJER, U-B., HOLMBÄCK, A. M., DOWNHAM, D., PATTEN, C., LEXELL, J. 2005. Reliability Of Gait Performance Tests In Men And Women With Hemiparesis After Stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 37(2), 75-82 [cit. 2021-5-2]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.1080/16501970410017215.

FONG, K. N. K., CHAN, Ch. C. H., AU, D. K. S. 2001. Relationship of motor and cognitive abilities to functional performance in stroke rehabilitation. *Brain Injury* [online]. 15(5), 443-453, [cit. 2019-02-23]. ISSN 1362301X. Dostupné z: doi: 10.1080/02699050010005940.

GEURTS, A. C.H., DE HAART, VAN NES, M., I. J.W., DUYSSENS, J. 2005. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & Posture* [online]. 22(3), 267-281, [cit. 2019-02-23]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.10.002.

GEYH, S., CIEZA, A., SCHOUTEN, J. et al. 2004. ICF Core Sets for stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 36, 135-141 [cit. 2021-01-24]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi: 10.1080/16501960410016776.

GOLDIE, P. A., MATYAS, T. A. a EVANS, O. M. 1996. Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 77(10), 1074-1082 [cit. 2021-01-24]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1016/S0003-9993(96)90072-6.

GOLDIE, P. A., MATYAS, T. A. a EVANS, O. M. 2001. Gait after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 82(8), 1057-1065 [cit. 2021-01-24]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1053/apmr.2001.25085.

GRAAFMANS, W. C., OOMS, M. E., HOFSTEE, H. M. A., BEZEMER, P. D., BOUTER, L. M. a LIPS, P. 1996. Falls in the Elderly: A Prospective Study of Risk Factors and Risk Profiles. *American Journal of Epidemiology* [online]. 143(11), 1129-1136 [cit. 2021-01-23]. ISSN 0002-9262. Dostupné z: doi: 10.1093/oxfordjournals.aje.a008690.

GREGORKOVÁ, A., MACHÁČKOVÁ, K., KAFKOVÁ, H. 2015. Standard fyzioterapie doporučený UNIFY ČR: Cévní mozková příhoda. UNIFY ČR [online]. [cit. 2019-02-25]. Dostupné z: <http://www.unify-cr.cz/obrazky-soubory/4-1-1-rtf-bd54f.pdf?redir>.

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. 2021-5-7]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1310/tsr2103-197.

HALMI, Z., STONE, T. W., DINYA, E., MÁLLY, J. 2020. Postural instability years after stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* [online]. 29(9) [cit. 2021-5-14]. ISSN 10523057. Dostupné z: doi: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2020.105038.

HARRIS, J. E., ENG, J. J., MARIGOLD, D. S., TOKUNO, C. D, LOUIS, Ch. L. 2005. Relationship of Balance and Mobility to Fall Incidence in People With Chronic Stroke. *Physical Therapy* [online]. 85(2), 150-158 [cit. 2021-5-15]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/85.2.150.

HEUNG, T. a SSM NG. Effect of seat height and turning direction on the timed up and go test scores of people after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2009, 41(9), 719-722 [cit. 2021-5-6]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-0411.

CHEN I.C., CHENG P.T., CHEN C.L., CHEN S.C., CHUNG C.Y. A YEH T.H. 2002. Effects of balance training on hemiplegic stroke patients. *Chang Gung Med J.* [online]. 25(9), 583-90. [cit. 2021-02-05]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12479619/>.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D. H. a ZAJAC, F. E. 2005. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture* [online]. 22(1), 51-56 [cit. 2021-03-12]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.06.009.

CHENGETANAI, S., TADYANEMHANDU, C. CHIBHABHA, F. KASEKE, F. 2016. The relationship between weight bearing asymmetry after stroke and functional standing balance. *International Journal of Scientific and Research Publications* [online]. 6 (11), 52-59 [cit. 2021-03-12]. ISSN 2250-3153. Dostupné z: <http://www.ijsrp.org/research-paper-1116/ijsrp-p5907.pdf>.

INNESS, E. L., MANSFIELD, A., LAKHANI, B., BAYLEY, M. a MCILROY, W. E. 2014. Impaired Reactive Stepping Among Patients Ready for Discharge From Inpatient Stroke Rehabilitation. *Physical Therapy* [online]. 94(12), 1755-1764 [cit. 2021-02-04]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi: 10.2522/ptj.20130603.

Institute of Medicine. 1992. *The Second Fifty Years* [online]. Washington, D.C: National Academies Press, 1992 [cit. 2021-01-24]. ISBN 978-0-309-04681-7. Dostupné z: doi: 10.17226/1578.

JBABDI, M., BOISSY, P., HAMEL, M. 2008. Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability. *BMC Geriatrics* [online]. 8(1) [cit. 2021-5-9]. ISSN 1471-2318. Dostupné z: doi:10.1186/1471-2318-8-8.

KALULA, S. Z., SWINGLER, G. H., SAYER, A. A., BADRI, M., FERREIRA, M. 2010. Does chair type influence outcome in the timed “up and go” test in older persons? *The journal of nutrition, health & aging* [online]. 14(4), 319-323 [cit. 2021-5-7]. ISSN 1279-7707. Dostupné z: doi:10.1007/s12603-010-0073-2.

KAMPHUIS, J. F., KAM, D. D., GEURTS, A. C. H. a WEERDESTeyN, V. 2013. Is Weight-Bearing Asymmetry Associated with Postural Instability after Stroke? A Systematic Review. *Stroke Research and Treatment* [online].1-13 [cit. 2021-02-03]. ISSN 2090-8105. Dostupné z: doi: 10.1155/2013/692137.

KIJIMA, Y., KIYAMA, R., SEKINE, M., TAMURA, T., FUJIMOTO, T., MAEDA, T. a OHSHIGE, T. 2018. Estimation of Gait Independence Using a Tri-Axial Accelerometer in Stroke Patients. *Journal of Aging and Physical Activity* [online]. 26(1), 61-67 [cit. 2021-01-20]. ISSN 1063-8652. Dostupné z: doi: 10.1123/japa.2016-0264.

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KRASOVSKY, T., LAMONTAGNE, A., FELDMAN, A. G. a LEVIN, M. F. 2013. Reduced gait stability in high-functioning poststroke individuals. *Journal of Neurophysiology* [online]. 109(1), 77-88 [cit. 2021-02-05]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi: 10.1152/jn.00552.2012.

LAKHANI, Bimal, Avril MANSFIELD, Elizabeth L INNESS a William E MCILROY. Compensatory stepping responses in individuals with stroke: A pilot study. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2010, 27(4), 299-309 [cit. 2021-02-05]. ISSN 0959-3985. Dostupné z: doi:10.3109/09593985.2010.501848.

LAURENT, G., VALENTINI, F., LOISEAU, K., HENNEBELLE, D. a ROBAIN, G. 2010. Claw toes in hemiplegic patients after stroke. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 53(2), 77-85 [cit. 2021-02-05]. ISSN 18770657. Dostupné z: doi: 10.1016/j.rehab.2009.12.005.

LEE, H. H., JUNG, S. H. 2017. Prediction of Post-stroke Falls by Quantitative Assessment of Balance. *Annals of Rehabilitation Medicine* [online]. 41(3), [cit. 2019-02-24]. ISSN 2234-0645. Dostupné z: doi: 10.5535/arm.2017.41.3.339.

LEIGH HOLLANDS, K., HOLLANDS, M. A., ZIETZ, D., WING, A. M., WRIGHT, CH. a VAN VLIET, P. 2010. Kinematics of Turning 180° During the Timed Up and Go in Stroke Survivors With and Without Falls History. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 24(4), 358-367 [cit. 2021-02-05]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi: 10.1177/1545968309348508.

LORD, S. E. a ROCHESTER, L. 2005. Measurement of Community Ambulation After Stroke. *Stroke* [online]. 36(7), 1457-1461 [cit. 2021-01-25]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi: 10.1161/01.STR.0000170698.20376.2e.

MACKINTOSH, S. F.H., HILL, K., DODD, K. J., GOLDIE, P. a CULHAM, E. 2016. Falls and injury prevention should be part of every stroke rehabilitation plan. *Clinical Rehabilitation* [online]. 19(4), 441-451 [cit. 2021-01-24]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi: 10.1191/0269215505cr796oa.

MAKI, Brian E a William E MCILROY. The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The “Change-in-Support” Strategy. *Physical Therapy* [online]. 1997, 77(5), 488-507 [cit. 2021-02-04]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/77.5.488.

MANAF, H., JUSTINE, M., OMAR, M. 2014. Functional Balance and Motor Impairment Correlations with Gait Parameters during Timed Up and Go Test across Three Attentional Loading Conditions in Stroke Survivors. *Stroke Research and Treatment* [online]. 1-9 [cit. 2021-5-7]. ISSN 2090-8105. Dostupné z: doi:10.1155/2014/439304.

MANCINI, M. A HORAK, F. B. 2010. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 46(2), 239–248, cit. 2021-02-4]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3033730/>.

MANSFIELD, A., DANELLS, C. J., ZETTEL, J. L., BLACK, S. E. a MCILROY, W. E. 2013. Determinants and consequences for standing balance of spontaneous weight-bearing on the paretic side among individuals with chronic stroke. *Gait & Posture* [online]. 38(3), 428-432 [cit. 2021-02-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.005.

MANSFIELD, A., INNESS, E. L. a MCILROY, W. E. 2018. Stroke. Balance, Gait, and Falls [online]. Elsevier, s. 205-228 [cit. 2021-01-19]. *Handbook of Clinical Neurology*. ISBN 9780444639165. Dostupné z: doi: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00013-6.

MARROCCO, S., CROSBY, L. D., JONES, I. C., MOYER, R. F., BIRMINGHAM, T. B. a PATTERSON, K. K. 2016. Knee loading patterns of the non-paretic and paretic legs during post-stroke gait. *Gait & Posture* [online]. 49, 297-302 [cit. 2021-02-02]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.07.019.

MATTIUZZI, C. a LIPPI, G. 2020. Worldwide disease epidemiology in the older persons. *European Geriatric Medicine* [online]. 11(1), 147-153 [cit. 2021-03-31]. ISSN 1878-7657. Dostupné z: doi:10.1007/s41999-019-00265-2.

MICHAEL, K. M., ALLEN, J. K., MACKO, R. F. 2005. Reduced Ambulatory Activity After Stroke: The Role of Balance, Gait, and Cardiovascular Fitness. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 86(8), 1552-1556, [cit. 2019-02-24]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2004.12.026.

MONTERO-ODASSO, M., VERGHESE, J., BEAUCHET, O., HAUSDORFF, J. M. 2012. Gait and Cognition: A Complementary Approach to Understanding Brain Function and the Risk of Falling. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 60(11), 2127-2136 [cit. 2021-5-7]. ISSN 00028614. Dostupné z: doi:10.1111/j.1532-5415.2012.04209.x.

MORGAN, P., MURPHY, A., OPHEIM, A., MCGINLEY, J. 2016. Gait characteristics, balance performance and falls in ambulant adults with cerebral palsy: An observational study. *Gait & Posture* [online]. 48, 243-248 [cit. 2021-5-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2016.06.015.

MURRAY, Ch. J. L., VOS, T., LOZANO, R. et al. 2012. Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990–2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *The Lancet* [online]. 380(9859), 2197-2223 [cit. 2021-01-19]. ISSN 01406736. Dostupné z: doi: 10.1016/S0140-6736(12)61689-4.

NADEAU, S., BETSCHART, M. a BETHOUX, F. 2013. Gait Analysis for Poststroke Rehabilitation. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. 24(2), 265-276 [cit. 2021-03-12]. ISSN 10479651. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmr.2012.11.007.

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

NEUROCOM INTERNATIONAL. 2015. NeuroCom® SMART EquiTest® CDP. [cit. 2021-04-2]. Dostupné z: https://partners.natus.com/asset/resource/file/newbornicare/asset/2018-04/015368A_SMART_EquiTest_EN-US_lo-res.pdf.

NICHOLS, M., TOWNSEND, N., SCARBOROUGH, P., RAYNER, M. 2014. Cardiovascular disease in Europe 2014: epidemiological update. *European Heart Journal* [online]. 35(42), 2950-2959, [cit. 2019-02-23]. ISSN 1522-9645. Dostupné z: doi: 10.1093/eurheartj/ehu299.

PACI, M., BACCINI, M. a RINALDI, L. A. 2009. Pusher behaviour: A critical review of controversial issues. *Disability and Rehabilitation* [online]. 31(4), 249-258 [cit. 2021-02-04]. ISSN 0963-8288. Dostupné z: doi: 10.1080/09638280801928002.

PATTERSON, K. K., GAGE, W. H., BROOKS, D., BLACK, S. E. a MCILROY, W. E. 2010. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture* [online]. 31(2), 241-246 [cit. 2021-03-12]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2009.10.014.

PATTERSON, K. K., GAGE, W. H., BROOKS, D., BLACK, S. E. a MCILROY, W. E. 2010. Changes in Gait Symmetry and Velocity After Stroke: A Cross-Sectional Study From Weeks to Years After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 24(9), 783-790 [cit. 2021-03-12]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968310372091.

PATTERSON, K. K., WONG, J. S., KNORR, S. a GRAHN, J. A. 2018. Rhythm Perception and Production Abilities and Their Relationship to Gait After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 99(5), 945-951 [cit. 2021-02-04]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1016/j.apmr.2018.01.009.

PERERA, S., MODY, S. H., WOODMAN, R. C., STUDENSKI, S. A. 2006. Meaningful Change and Responsiveness in Common Physical Performance Measures in Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 54(5), 743-749 [cit. 2021-5-2]. ISSN 00028614. Dostupné z: doi:10.1111/j.1532-5415.2006.00701.x.

PERRY, J., GARRETT, M., GRONLEY, J. K., a MULROY, S. J. 1995. Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke* [online]. 26(6), 982-989 [cit. 2021-01-23]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi: 10.1161/01.STR.26.6.982.

PERRY, J., GARRETT, M., GRONLEY, J-A. K., MULROY, S. J. 1995. Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *Stroke* [online]. 26(6), 982-989 [cit. 2021-5-2]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi: 10.1161/01.STR.26.6.982.

PEURALA, S. H. 2005. Rehabilitation of Gait in Chronic Stroke Patients. Doktorská práce. ISBN 951-27-0204-5. Dostupné také z: https://erepo.uef.fi/bitstream/handle/123456789/9315/urn_isbn_951-27-0204-5.pdf?sequence=1&isAllowed=y. University of Kuopio, Finland.

- PODSIADLO, D. a RICHARDSON, S. 1991. The Timed “Up & Go”: A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons. *Journal of the American Geriatrics Society* [online]. 1991, 39(2), 142-148 [cit. 2021-01-24]. ISSN 00028614. Dostupné z: doi: 10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x.
- POLLOCK, C.L., ENG, J. J., GARLAND, S. J. 2011. Clinical measurement of walking balance in people post stroke: a systematic review. *Clinical Rehabilitation* [online]. 25(8), 693-708, [cit. 2019-02-24]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi: 10.1177/0269215510397394.
- PUMPHO, A., CHAIKEEREE, N., SAENGSIRISUWAN, V., BOONSINSUKH, R. 2020. Selection of the Better Dual-Timed Up and Go Cognitive Task to Be Used in Patients With Stroke Characterized by Subtraction Operation Difficulties. *Frontiers in Neurology* [online]. 11 [cit. 2021-5-6]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2020.00262.
- RAMNEMARK, A., NILSSON, M., BORSSÉN, B. a GUSTAFSON, Y. 2000. Stroke, a Major and Increasing Risk Factor for Femoral Neck Fracture. *Stroke* [online]. 31(7), 1572-1577 [cit. 2021-01-24]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi: 10.1161/01.STR.31.7.1572.
- ROSA, M. C. N., MARQUES, A., DEMAINE, S. a METCALF, Ch. D. 2014. Lower limb co-contraction during walking in subjects with stroke: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 24(1), 1-10 [cit. 2021-03-12]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2013.10.016.
- SALBACH, N. M., MAYO, N. E., HIGGINS, J., AHMED, S., FINCH, L. E. a RICHARDS, C. L. 2001. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 82(9), 1204-1212 [cit. 2021-01-24]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi: 10.1053/apmr.2001.24907.
- SAVER, J. L. 2006. Time Is Brain—Quantified. *Stroke* [online]. 37(1), 263-266 [cit. 2021-01-19]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi: 10.1161/01.STR.0000196957.55928.ab.
- SHERZAI, A. Z. a ELKIND, M. S.V. 2015. Advances in stroke prevention. *Annals of the New York Academy of Sciences* [online]. 1338(1), 1-15 [cit. 2021-01-19]. ISSN 00778923. Dostupné z: doi: 10.1111/nyas.12723.

Shirley Ryan AbilityLab®. 2014. Rehabilitation Institute of Chicago [online]. [cit. 2019-02-25]. Dostupné z: <https://www.sralab.org/rehabilitation-measures/timed-and-go-dual-task-timed-and-go-cognitive-timed-and-go-motor-timed-and-go>.

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]. 80(9), 896-903 [cit. 2021-5-7]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/80.9.896.

SCHINKEL-IVY, Alison, Elizabeth L. INNESS a Avril MANSFIELD. Relationships between fear of falling, balance confidence, and control of balance, gait, and reactive stepping in individuals with sub-acute stroke. *Gait & Posture* [online]. 2016, 43, 154-159 [cit. 2021-02-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.09.015.

SMULDERS, K., VAN SWIGCHEM, R., DE SWART, B. J. M., GEURTS, A. C. H. a WEERDESTEYN, V. 2012. Community-dwelling people with chronic stroke need disproportionate attention while walking and negotiating obstacles. *Gait & Posture* [online]. 36(1), 127-132 [cit. 2021-03-12]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2012.02.002.

STRONG, K., MATHERS, C. a BONITA, R. 2007. Preventing stroke: saving lives around the world. *The Lancet Neurology* [online]. 6(2), 182-187 [cit. 2021-01-19]. ISSN 14744422. Dostupné z: doi: 10.1016/S1474-4422(07)70031-5.

TASSEEL-PONCHE, S., YELNIK, A.P., BONAN, I.V. 2015. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 45(4-5), 327-333 [cit. 2021-5-9]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi:10.1016/j.neucli.2015.09.003.

TAVEGGIA, G., BORBONI, A., MULÉ, Ch., VILLAFANE, J. H. a NEGRINI, S. 2016. Conflicting results of robot-assisted versus usual gait training during postacute rehabilitation of stroke patients. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. 39(1), 29-35 [cit. 2021-01-23]. ISSN 0342-5282. Dostupné z: doi: 10.1097/MRR.0000000000000137.

TAYLOR, R. 1990. Interpretation of the Correlation Coefficient: A Basic Review. *Journal of Diagnostic Medical Sonography* [online]. 6(1), 35-39 [cit. 2021-5-10]. ISSN 8756-4793. Dostupné z: doi:10.1177/875647939000600106.

THIGPEN, M. T., LIGHT, K. E., CREEL, G. L., FLYNN, S. M. 2000. Turning Difficulty Characteristics of Adults Aged 65 Years or Older. *Physical Therapy* [online]. 80(12), 1174-1187 [cit. 2021-5-6]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/80.12.1174.

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]. 90(2), 196-208 [cit. 2021-5-2]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.2522/ptj.20090079.

TINETTI, M. E., SPEECHLEY, M. a GINTER, S. F. 1988. Risk Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. *New England Journal of Medicine* [online]. 319(26), 1701-1707 [cit. 2021-01-24]. ISSN 0028-4793. Dostupné z: doi:10.1056/NEJM198812293192604.

TRUELSEN, T., BEGG, S., MATHERS, C. 2006. The Global Burden of Cerebrovascular Disease. World Health Organization. Dostupné z: https://www.who.int/healthinfo/statistics/bod_cerebrovasculardiseasestroke.pdf.

TYSON, S. F., HANLEY, M., CHILLALA, J., SELLEY, A., TALLIS, R. C. 2006. Balance Disability After Stroke. *Physical Therapy*[online]. 86(1), 30-38 [cit. 2019-02-28]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi: 10.1093/ptj/86.1.30.

VERMA, R., SHARMA, P., GARG, R.K. A ARYA, K. N. 2012, Understanding gait control in post-stroke: Implications for management. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 16(1), 14-21 [cit. 2021-03-12]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2010.12.005.

WEI, T., LIU, P., CHANG, L., LIU, S. a MARTINES, F. 2017. Gait asymmetry, ankle spasticity, and depression as independent predictors of falls in ambulatory stroke patients. *PLOS ONE* [online]. 12(5) [cit. 2021-01-12]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0177136.

YANG, Y. R., LEE, Y.Y., CHENG, S. J., LIN, P. Y., WANG, R. Y. 2008. Relationships between gait and dynamic balance in early Parkinson's disease. *Gait & Posture* [online]. 27(4), 611-615 [cit. 2021-5-15]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2007.08.003.

SEZNAM ZKRATEK

10MWT	10 Meter Walk Test
a.	arteria
ADL	Activities of Daily Living
CMP	cévní mozková příhoda
COM	Center of Mass
DCL	Direction Control
EPE	Endpoint Excursion
EQUI	Equilibrium Score
FAC	Funcional Ambulation Category
FMA	Fugl-Meyer Assesment
ICC	Intraclass Correlation Coeficient
ICF	The International Classification of Functioning, Disability and Health
LAT_L	Latency Left
LAT_R	Latency Right
LOS	Limits of Stability
MCT	Motor Control Test
MVL	Movement Velocity
MXE	Maximum Excursion
SOT	Sensory Organization Test
SS	Strength Symmetry
STRAT	Strategy Analysis
TUG	Timed up and Go test
TUG	Timed Up and Go Test
TUG-COG	Cognitive Timed Up and Go Test
V1	pohodlná rychlost při 10MWT
V2	maximální rychlost při 10MWT
WHO	World Health Organization, Světová zdravotnická organizace
WS	Weight Symmetry

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Kabina posturografu, upevnění bezpečnostních popruhů (Neurocom International, 2015, s. 2)	23
Obrázek 2 Uložení chodidel na platformě posturografu (upraveno dle Concordia University, 2019, s. 5)	23

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Analýza rozptylu SOT EQUI	28
Tabulka 2 Analýza rozptylu SOT STRAT	29
Tabulka 3 Analýza rozptylu MCT WS	29
Tabulka 4 Párový T-test MCT WS	30
Tabulka 5 Analýza rozptylu MCT SS	30
Tabulka 6 Analýza rozptylu MCT LAT NP	31
Tabulka 7 Analýza rozptylu MCT LAT P	31
Tabulka 8 Analýza rozptylu LOS MVL	32
Tabulka 9 Párový T-test MVL	32
Tabulka 10 Analýza rozptylu LOS EPE	33
Tabulka 11 Analýza rozptylu LOS MXE	33
Tabulka 12 Párový T-test MXE	33
Tabulka 13 Analýza rozptylu LOS DCL	34
Tabulka 14 Testování normálního rozložení dat pro testy chůze	35
Tabulka 15 Popisná statistika testů chůze	35
Tabulka 16 Párový T-test pro testy chůze	35
Tabulka 17 Popisná statistika TUG a TUG-COG	36
Tabulka 18 Párový T-test pro TUG a TUG-COG	37
Tabulka 19 Korelace 1	38
Tabulka 20 Korelace 2	38
Tabulka 21 Průměrný čas TUG (upraveno dle Heung a Ng, 2009, s. 720)	45

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Srovnání průměrných časů TUG a TUG-COG	47
Graf 2 Korelace 10MWT_V1_ROZ a MB_WS_ROZ.....	49
Graf 3 Korelace LF_NP_MVL_ROZ a 10MWT_V1_ROZ	50
Graf 4 Korelace R-P_MXE_ROZ a TUG-ROZ.....	50

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Vyjádření Etické komise	72
Příloha 2 Informovaný souhlas	73
Příloha 3 Anamnestický dotazník	75
Příloha 4 Popis a výstupní protokol testu Sensory Organization Test (SOT)	76
Příloha 5 Popis a ilustrace testu Motor Control Test (MCT)	79
Příloha 6 Popis a ilustrace testu Limits of Stability (LOS)	81
Příloha 7 Záznamový arch testů chůze	83
Příloha 8 Popis a ilustrace 10 Meter Walk test (10MWT)	84
Příloha 9 Popis testu Timed Up and Go (TUG)	85
Příloha 10 Popis testu Cognitive Timed Up and Go (TUG-COG).....	86
Příloha 11 Popisná statistika SOT	87
Příloha 12 Popisná statistika MCT	88
Příloha 13 Popisná statistika LOS	89
Příloha 14 Korelace 1	91
Příloha 15 Korelace 2	93

Příloha 1 Vyjádření Etické komise



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL-90448/1030-2019

Vážený pan
Bc. Ondřej Pecha

2019-12-06

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážený pane bakaláři,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Možnosti využití klinických testů chůze v posouzení posturálních funkcí u pacientů po CMP**“, jehož jste hlavním řešitelem, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

Mgr. Lenka Mazalová, Ph.D.
předsedkyně
Etické komise FZV UP

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



Fakulta
zdravotnických věd

Genius loci ...

Poučení a informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Možnosti využití klinických testů chůze v posouzení posturálních funkcí u pacientů po CMP

Období realizace: červenec 2019 – červen 2021

Řešitelé projektu: Bc. Ondřej Pecha, Mgr. Jiří Stacho

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož výsledky budou použity při zpracování diplomové práce. Cílem výzkumu je určit, zda je u pacientů po CMP možné nahradit posturografické vyšetření klinickými testy chůze.

V průběhu Vaší hospitalizace na Rehabilitačním oddělení Fakultní nemocnice Olomouc absolvujete vstupní a výstupní vyšetření, každé skládající se ze dvou částí, trvajících dohromady zhruba 45 minut. Jedna část testování probíhá pomocí počítačové posturografie – posturografu, který se skládá z pohyblivé plošiny, rámu a obrazovky pro vizuální zpětnou vazbu. Před měřením budete vybaven/a závěsnou bezpečnostní vestou, která má za cíl zabránit případnému pádu. V průběhu měření budete stát vzpřímeně s horními končetinami podél těla stát a polohou chodidel tak, jak vám je vyšetřující nastaví. Cílem posturografických testů je zhodnotit stabilitu stoje, schopnost reagovat na změnu senzorických vstupů a schopnost volní kontroly pohybu těžiště těla předem definovaným směrem. Během testování bude docházet k posunům nebo rotacím plošiny a/nebo kabiny, a to v různých směrech a rychlostech, při některých testech budete předem vyzván/a k zavření očí a v rámci jedné testované situace budete přenášet těžiště těla několika směry, které se Vám postupně objeví na obrazovce.

Druhá část testování je cílena na vyšetření chůze pomocí tří testů, přičemž každý test se opakuje třikrát. Během deseti metrového testu chůze budete vyzván k chůzi na vzdálenost 10 metrů vaším běžným tempem a co nejrychleji. Při dalším testu budete sedět na židli, zády se dotýkat jejího opěradla, na vyzvání se co nejrychleji postavíte a obejdete překážku umístěnou 3 metry od židle a opět se posadíte. Poslední test bude probíhat stejně jako předchozí, ale navíc vám bude zadán úkol v podobě odčítání čísla od sta.

Z účasti pro vás nevyplývají žádná rizika. V případě dotazů souvisejících s výzkumem se obraťte na řešitele výzkumu. Výsledky měření Vám budou na vyžádání poskytnuty. Řešitel projektu během testování neodpovídá za odložené osobní věci účastníka.

Prohlášení účastníka výzkumu

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

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Jsem si vědom/a toho, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

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

Jméno a příjmení účastníka výzkumu:

Jméno a příjmení řešitele projektu:

Datum:

Podpis:

Datum:

Podpis:

Příloha 3 Anamnestický dotazník



Fakulta
zdravotnických věd

Anamnestický dotazník k diplomové práci Možnosti využití klinických testů chůze v posouzení posturálních funkcí u pacientů po CMP

Autor: Ondřej Pecha
Vedoucí práce: Mgr. Jiří Stacho

Příjmení, jméno: _____

Datum narození, věk: _____

Výška (cm): _____

Hmotnost (kg): _____

Datum vzniku léze, lokalizace – povodí: _____

Byla provedena trombolýza? ANO / NE

Pomůcky k chůzi (příp. pomůcky používané před atakou): _____

Datum 1. měření: _____

Počet dnů mezi atakou a 1. měřením: _____

Datum 2. měření: _____

Počet dnů mezi měřeními: _____

FAC skóre: _____

Příloha 4 Popis a výstupní protokol testu Sensory Organization Test (SOT)

Sensory Organization Test (SOT) (převzato a upraveno z Kolářová et al., 2014 s. 15)

Cíl vyšetření: Tento dílčí test modulu Smart Equitest Systém, posturografu firmy NeuroCom © slouží k vyšetření efektivity stabilizace stoje v závislosti na změně sensorických vjemů k určení podílu vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému na posturální stabilizaci ve vzpřímeném bipedálním stoji.

Průběh testování: testováno je šest situací, každá ve třech opakováních, kdy každý pokus trvá 20 sekund.

Testované situace, podmínky:

1. Stoj na plošině, oči otevřené, podložka i kabina fixní – sensorické informace nealterovány,
2. Stoj na plošině, oči zavřené, podložka i kabina fixní – hodnocení schopnosti kompenzace absence vizuální kontroly,
3. Stoj na plošině, oči otevřené, podložka fixní, kabina se pohybuje – hodnocení schopnosti kompenzace alterovaných informací z vestibulárního ústrojí,
4. Stoj na plošině, oči otevřené, podložka se pohybuje, kabina fixní – hodnocení schopnosti kompenzace alterovaných somatosenzorických informací,
5. Stoj na plošině, oči zavřené, podložka se pohybuje, kabina fixní – hodnocení schopnosti kompenzace absence vizuální kontroly a alterovaných somatosenzorických informací,
6. Stoj na plošině, oči otevřené, podložka i kabina se pohybují – hodnocení schopnosti efektivity integrace alterujících sensorických informací.

Instrukce vyšetřovanému: „Stůjte vzpřímeně s rukama volně podél těla. V průběhu testování nesmíte změnit postavení chodidel. V případě, že bude pro konkrétní situaci vyžadováno zavření očí, budu vás informovat. Během situací se bude pohybovat podložka.“ Další informace o průběhu jednotlivých situací pacientovi nepodáváme, aby nedošlo ke zkreslení výsledků.

Testované parametry:

Equilibrium Score: vyjadřuje míru stability v procentech (1-100 %). Čím vyšší, tím se předpokládá vyšší posturální stabilizace.

Strategy Analysis: slouží k určení, zda k udržování balance používá pacient kyčelní, či kotníkové strategie. Hodnoty blížící se 100 odpovídají využívání převážně kotníkové strategie, zatímco hodnoty blíže k 0 naznačují využívání strategie kyčelní.

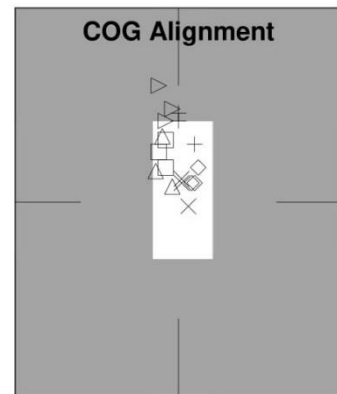
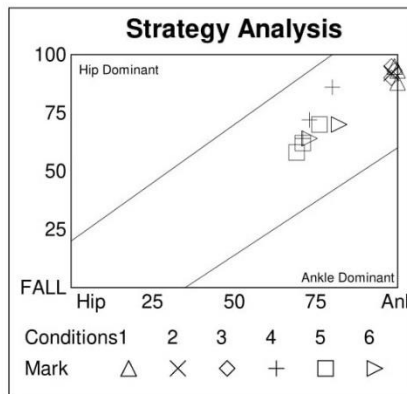
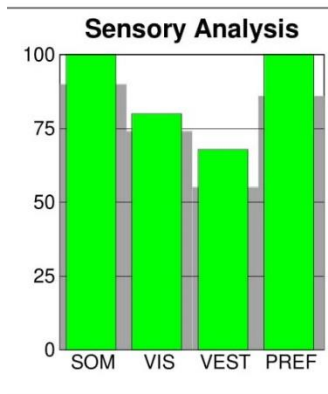
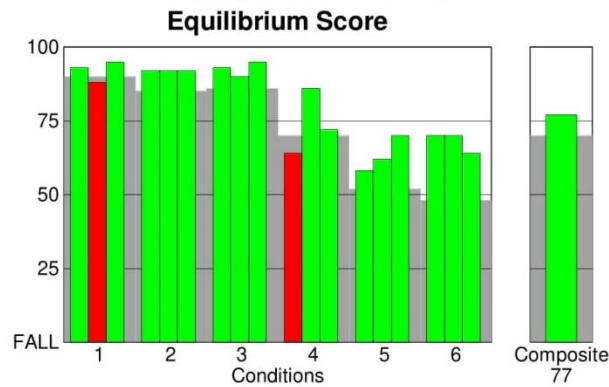
COG Alignment: udává postavení vertikální projekce COM do podložky před započítím jednotlivých testů. Udává se ve stupních.

(Vysvětlivka: FALL = pád, N/S – not specified = přerušení testování či vynechání podmínky)

Příklad anonymizovaného reportu z SOT (grafický a numerický výstup)

Sensory Organization Test

(Sway Referenced Gain: 1.0)



Data Range Note: User Data Range: 16–59

Post Test Comment:

NeuroCom System Version 8.6.0, Copyright ©1989-2011 NeuroCom®. All Rights Reserved.

Sensory Organization Test

Conditions	EQUILIBRIUM			STRATEGY			COG Alignment					
	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Trial 1	Trial 2	Trial 3	Trial 1	Trial 2	Trial 3			
1	93	88	95	100	100	99	-0.7	0.8	-0.5	1.7	-0.2	0.4
2	92	92	92	98	98	98	0.1	0.5	0.1	0.6	0.3	-0.1
3	93	90	95	99	98	98	0.4	0.5	0.5	0.5	0.6	0.9
4	64	86	72	71	80	73	0.5	1.5	0	2.1	0	2.3
5	58	62	70	69	71	76	-0.4	0.9	-0.6	1.3	-0.4	1.6
6	70	70	64	82	82	73	-0.4	2.1	-0.6	3	-0.2	2.4
Composite = 77												

Příloha 5 Popis a ilustrace testu Motor Control Test (MCT)

Motor Control Test (MCT) (převzato a upraveno z Kolářová et al., 2014 s. 16-17)

Cíl vyšetření: Tento dílčí test modulu Smart Equitest Systém, posturografu firmy NeuroCom © slouží k vyšetření a posouzení efektivity automatických posturálních reakcí na translaci plošiny horizontálně v závislosti na směru a rychlosti posunu plošiny.

Průběh testování: Testuje se translace plošiny anteriorně a posteriorně. Každý směr je testován v malé (prahový stimul), střední a velké rychlosti (maximální odpověď), každá ve třech opakováních. Míra posunu plošiny je normována k tělesné výšce probanda.

Instrukce vyšetřovanému: „Stůjte vzpřímeně s rukama volně podél těla. V průběhu testování nesmíte změnit postavení chodidel. V případě, že bude pro konkrétní situaci vyžadováno zavření očí, budu vás informovat. Během situací se bude pohybovat podložka.“

Testované parametry:

Weight Symmetry: hodnotí průměrné procentuální rozložení hmotnosti mezi levou a pravou nohou, hodnota je průměrem pro tři dílčí měření. Výsledek 100 znamená, že obě dolní končetiny jsou zatěžovány stejně, při větším zatížení levé dolní končetiny je výsledek menší než 100, při větším zatížení pravé dolní končetiny je výsledek větší než 100. Rozdíl mezi výsledným zatížením a 100 představuje % rozdíl v zatížení obou dolních končetin.

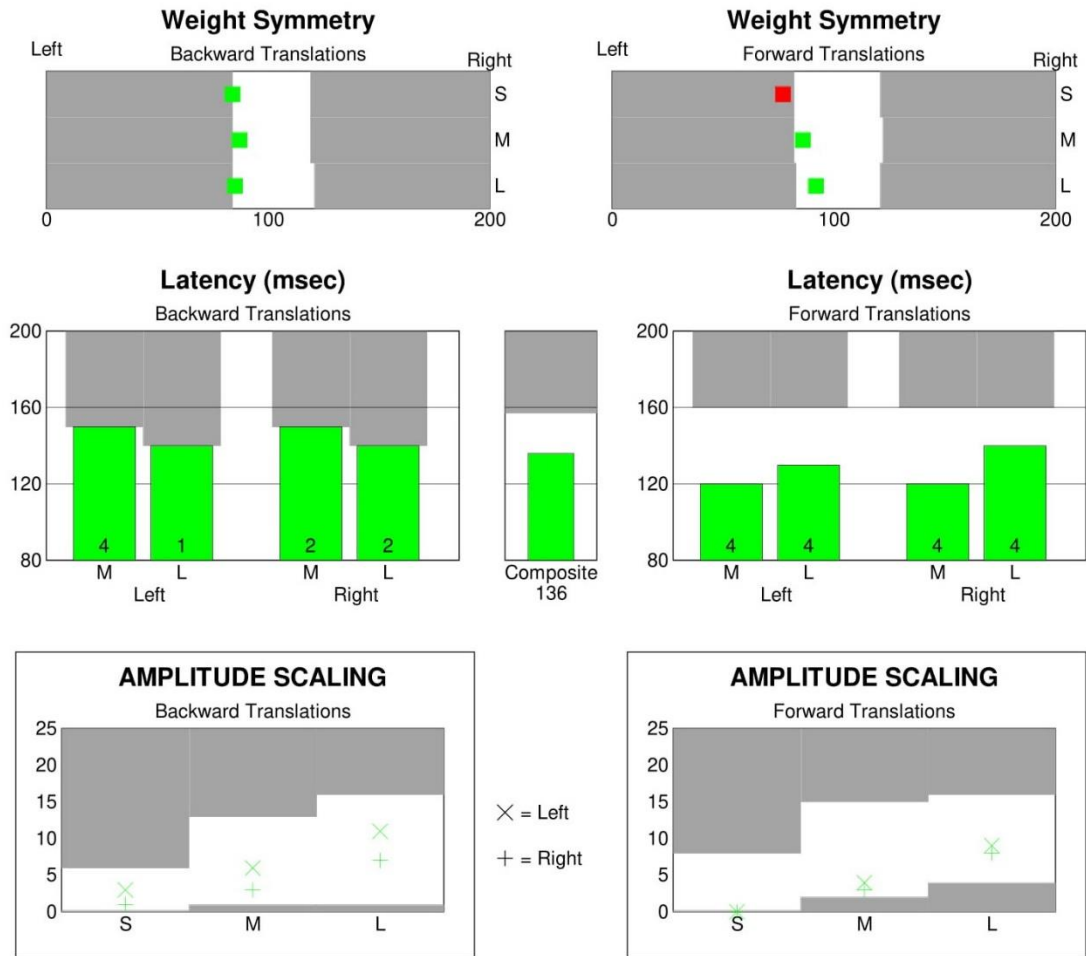
Latency: hodnocení efektivity reakce na zevní podnět v milisekundách [ms]. Jde o čas mezi začátkem pohybu plošiny a odpovědí pacienta na stimul. Čím vyšší hodnoty, tím nižší efektivita.

Amplitude scaling: kvantifikuje amplitudu aktivní silové odpovědi na posun plošiny, pro každou dolní končetinu zvlášť.

(Vysvětlivka: FALL = pád, N/S – not specified = přerušení testování či vynechání podmínky)

Příklad anonymizovaného reportu z MCT (grafický a numerický výstup)

Motor Control Test



Data Range Note: User Data Range: 20–59

Post Test Comment:

NeuroCom System Version 8.6.0, Copyright ©1989-2011 NeuroCom®. All Rights Reserved.

Motor Control Test

Translation	WEIGHT SYMMETRY	Latency (msec)		AMPLITUDE SCALING		STRENGTH SYMMETRY
		Left	Right	Left	Right	
Small B	84	140 2	160 2	3	1	50
Medium B	87	150 4	150 2	6	3	66
Large B	85	140 1	140 2	11	7	77
Small F	77	160 3	160 3	0	0	100
Medium F	86	120 4	120 4	4	3	85
Large F	92	130 4	140 4	9	8	94
		Composite = 136				

Příloha 6 Popis a ilustrace testu Limits of Stability (LOS)

Limits of Stability (LOS) (převzato a upraveno z Kolářová *et al.*, 2014 s. 20)

Cíl vyšetření: Tento dílčí test modulu Smart Equitest Systém, posturografu firmy NeuroCom © slouží k vyšetření a posouzení schopnosti probanda aktivně měnit a udržet polohu těžiště předem vymezenými směry, beze změny opěrné báze.

Průběh testování: test spočívá v aktivním přesun těžiště inklinací těla daným směrem. Pohyb těžiště je kontinuálně monitorován a vyobrazen na obrazovce, umístěné v kabině posturografu před probandem. Na základě vizuálního feedbacku proband koriguje pohyb těžiště. Hodnotí se posun těžiště 8 směry (dopředu, dopředu doprava, doprava, doprava dozadu, dozadu, dozadu doleva, doleva a dopředu doleva), testování každého směru probíhá zvlášť. Výchozí poloha těžiště je vždy ve středovém poli. Na každý pokus, tj. jeden směr, je pacientovi vytyčeno 8 sekund. Před samotným testováním si pacient testované situace může vyzkoušet.

Instrukce vyšetřovanému: „Před zazněním zvukového signálu se budete snažit udržet zvýrazněný bod na obrazovce ve středovém poli. Po zaznění zvukového signálu se co nejrychleji a nejpresněji přesunete se do nebo co nejbližší zvýrazněného pole a setrváte v něm do zaznění dalšího zvukového signálu. Během naklánění těla nesmíte odlepit plošky nohou od podložky.“

Testované parametry:

Reaction Time (RT): reakční čas v sekundách [s], informuje o rychlosti reakce pacienta na zvukový signál, který znázorňuje začátek testu.

Movement velocity (MWL): průměrná rychlost COG [$^{\circ}$ /s] při dosažení vyznačeného pole.

Endpoint Excursion (EPE): bod, kam se vychýlí těžiště při 1. pokusu o dosažení limitu stability bez zaváhání, udáváno v %.

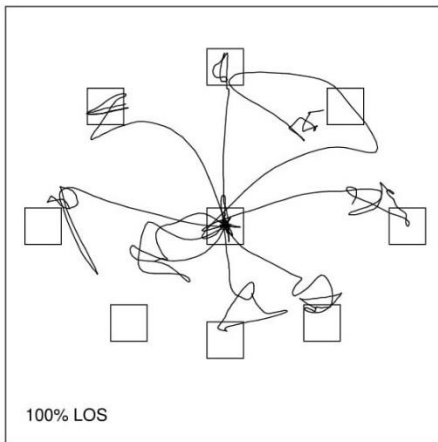
Direction Control (DCL): kontrola směru pohybu vyjádřená v %. Jedná se o procentuální vyjádření odchýlení od přímého směru. 100 % = přímý směr, hodnoty menší 100 vyjadřují odchýlení od přímého směru pohybu.

Maximum Exursion (MXE): bod maximálního vychýlení COG v daném směru, vyjádřeno v %, tzv. limit stability).

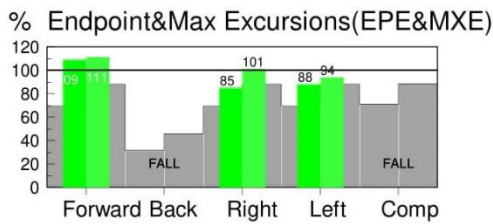
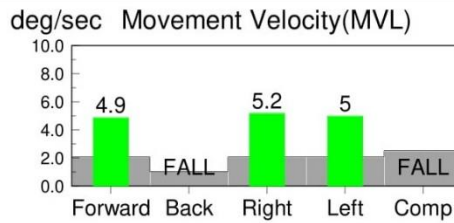
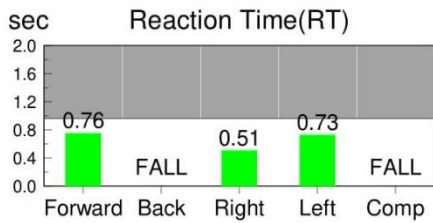
(Vysvětlivka: FALL = pád, N/S – not specified = přerušeno testování či vynechání podmínky)

Příklad anonymizovaného reportu z LOS (souhrný výstup)

Limits Of Stability



Transition	RT (sec)	MVL (deg/sec)	EPE (%)	MXE (%)	DCL (%)
1 (F)	1.04	2.8	108	108	96
2 (RF)	0.44	7.1	104	104	41
3 (R)	0.49	5.2	86	102	77
4 (RB)	0.62	3.6	68	97	73
5 (B)	FALL	FALL	FALL	FALL	FALL
6 (LB)	1.16	3.2	64	66	44
7 (L)	0.62	6.0	90	97	78
8 (LF)	0.53	4.6	97	104	84



Data Range Note: User Data Range: 40–59
Post Test Comment:

Příloha 7 Záznamový arch testů chůze

Testy chůze - jméno: _____

1. Datum měření: _____

10 Meter Walk Test (10 MWT)

	1. měření	2. měření	3. měření
Pohodlné tempo			
Rychlé tempo			

Pozn.:

Timed Up and Go test (TUG)

1. měření	2. měření	3. měření

Pozn.:

Cognitive Timed Up and Go test (CogTUG)

1. měření (100-3)	2. měření (100-5)	3. měření (100-7)

Pozn.:

2. Datum měření: _____

10 Meter Walk Test (10 MWT)

	1. měření	2. měření	3. měření
Pohodlné tempo			
Rychlé tempo			

Pozn.:

Timed Up and Go test (TUG)

1. měření	2. měření	3. měření

Pozn.:

Cognitive Timed Up and Go test (CogTUG)

1. měření (100-3)	2. měření (100-5)	3. měření (100-7)

Pozn.:

Příloha 8 Popis a ilustrace 10 Meter Walk test (10MWT)

10 Meter Walk Test (10MWT) (převzato a upraveno z Bastlová et al., 2015, s. 21-22)

Cíl vyšetření: Tento test slouží k hodnocení rychlostních parametrů chůze na úseku 10metrů. Měření se provádí pouze na středním úseku 6 metrů tak, aby bylo eliminováno zrychlení na počátku a zpomalení na konci úseku.

K testování je potřeba svinovací metr, páska na vyznačení vzdálenosti a stopky

Průběh testování: Před samotným testováním probanda je potřeba na dostatečně velkém prostoru vyznačit vzdálenost 10 metrů, včetně značek umístěných 2 a 8 metrů od začátku (viz ilustrace níže). Proband stojí před značkou start a na pokyn má ujít vzdálenost 10 metrů pohodlným tempem, ve třech opakováních a poté co nejrychlejším, ale stále bezpečným tempem, opět ve třech opakováních. Samotné stopování se začíná, jakmile se pacient dosáhne špičkou některé dolní končetiny vzdálenosti 2 metr od startu a končí ve chvíli, kdy stejná noha dosáhne špičkou vzdálenosti 8 metrů od startu. V průběhu testu může proband využít kompenzační pomůcku, její použití musí být zaznamenáno v záznamovém archu.

Instrukce vyšetřovanému: Pro pohodlné tempo: „Postavíte se před první značku a až řeknu „připravít, pozor, start“ půjdete až k poslední značce pohodlným tempem tak, jako byste se procházel po parku, v průběhu testování půjdu cca půlkroku za vámi, abych vás v případě např. zakopnutí mohl zachytit.“ Pro rychlé tempo: „Postavíte se před první značku a až řeknu „připravít, pozor, start“ půjdete až k poslední značce rychlou, ale stále bezpečnou chůzí tak, jako byste chtěl doběhnout ujíždějící autobus, v průběhu testování půjdu cca půlkroku za vámi, abych vás v případě např. zakopnutí mohl zachytit.“

Vyhodnocení:

Vypočítá se aritmetický průměr času ze třech měření pro obě tempa. Dále se vydělí číslo 6 průměrným časem, získáme tak výsledek v m/s.



Příloha 9 Popis testu Timed Up and Go (TUG)

Timed Up and Go Test (TUG) (převzato a upraveno z Bastlová et al., 2015, s. 23)

Cíl vyšetření: Tento test slouží k hodnocení mobility, rovnováhy a rizika pádu u starších osob, neurologických onemocnění (Parkinsonova nemoc, CMP) atd.

K testování je potřeba svinovací metr, kužel, pevná židle s područkami a opěradlem (standardizovaná výška sedátka 44 cm, opěrky ve výšce 64 cm) a stopky.

Průběh testování: Před samotným testováním probanda je potřeba na dostatečně velkém prostoru vyznačit vzdálenost 3 metry. Na začátku je umístěna židle tak, aby špičky probanda spočívaly před značkou start, ve vzdálenosti 3 metr od startu je umístěn kužel. Na obou stranách vyznačené vzdálenosti je třeba dostatečný prostor, minimálně 1 metr bez překážek či zdi. Proband sedí na židli, opírá se zády se opírá o zádovou opěrku, na pokyn start se co nejrychleji postaví s či bez využití předloketních opěrek, co nejrychleji obejde kužel a posadí se. Stopujeme čas od pokynu „start“, po dosednutí na židli. Test se opakuje třikrát. V průběhu testu může proband využít kompenzační pomůcku, ale její použití musí být zaznamenáno v záznamovém archu. U pacientů s vestibulární poruchou se doporučuje provést test s otočkou vlevo i vpravo.

Instrukce vyšetřovanému: „Posadíte se na židli, plosky nohou budete mít na zemi, špičky před značkou start, zády se opíráte. Až řeknu „připravit, pozor, start“ se co nejrychleji s či bez použití rukou postavíte, můžete využít předloketních opěrek, obejdete kužel před vámi zleva či zprava a posadíte se.“

Vyhodnocení:

Vypočítá se aritmetický průměr času ze třech měření. Porovnává se rozdíl (tj. ev. zlepšení mezi prvním a druhým měřením).

Příloha 10 Popis testu Cognitive Timed Up and Go (TUG-COG)

Cognitive Timed Up and Go Test (TUG-COG) (převzato a upraveno z *Bastlová et al., 2015, s. 21-22 a Shirley Ryan AbilityLab®, 2014.*)

Cíl vyšetření: Tento test slouží k hodnocení mobility, rovnováhy a rizika pádu u starších osob, neurologických onemocnění (Parkinsonova nemoc, CMP), atd. Jedná se o modifikaci Timed Up and Go testu přidáním kognitivního úkolu s cílem ztížení podmínek, vyřazení vědomé kontroly pohybu a ozřejmění patologií.

K testování je potřeba svinovací metr, kužel, pevná židle s područkami a opěradlem (standardizovaná výška sedátka 44 cm, opěrky ve výšce 64 cm) a stopky.

Průběh testování: Před samotným testováním probanda je potřeba na dostatečně velkém prostoru vyznačit vzdálenost 3 metry. Na začátku je umístěna židle tak, aby špičky probanda spočívaly před značkou start, ve vzdálenosti 3 metr od startu je umístěn kužel.

Proband sedí na židli, opírá se zády se opírá o zádovou opěrku, na pokyn start se co nejrychleji postaví s či bez využití předloketních opěrek, co nejrychleji obejde kužel a posadí se. Stopujeme čas od pokynu „start“, po dosednutí na židli. V průběhu chůze proband odčítá při prvním pokusu číslo 3 od 100 dále, při druhém číslo 5 od 100 dále, a při třetím pokusu číslo 7 od 100 dále a říká pouze výsledek. V průběhu testu může proband využít kompenzační pomůcku, ale její použití musí být zaznamenáno v záznamovém archu. U pacientů s vestibulární poruchou se doporučuje provést test s otočkou vlevo i vpravo.

Instrukce vyšetřovanému: „Posadíte se na židli, plosky nohou budete mít na zemi, špičky před značkou start, zády se opíráte. Až řeknu „připravít, pozor, start“ se co nejrychleji s či bez použití rukou postavíte, můžete využít předloketních opěrek, obejdete kužel před vámi zleva či zprava a posadíte se. Během pokusu budete odčítat číslo které vám sdělím od 100, říkat budete pouze výsledek.“

Vyhodnocení:

Vypočítá se aritmetický průměr času ze třech měření.

Příloha 11 Popisná statistika SOT

Proměnná	Popisná statistika SOT				
	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
1_C1_EQUI_PRUM	91,952	92,333	88,667	94,000	2,050
1_C1_STRAT_PRUM	97,000	97,667	92,333	99,667	2,244
1_C2_EQUI_PRUM	85,810	87,000	75,667	94,000	7,262
1_C2_STRAT_PRUM	90,762	96,333	70,333	98,000	9,873
1_C3_EQUI_PRUM	85,333	87,000	78,000	92,667	5,728
1_C3_STRAT_PRUM	92,762	94,667	81,000	98,333	5,698
1_C4_EQUI_PRUM	76,143	77,333	62,333	83,333	7,545
1_C4_STRAT_PRUM	71,095	74,667	58,333	78,667	8,628
1_C5_EQUI_PRUM	46,524	59,000	0,000	83,333	29,849
1_C5_STRAT_PRUM	54,381	61,000	21,333	72,000	18,565
1_C6_EQUI_PRUM	38,857	46,667	0,000	72,667	29,599
1_C6_STRAT_PRUM	49,048	45,333	22,667	79,000	20,468
2_C1_EQUI_PRUM	93,667	93,667	92,000	96,667	1,587
2_C1_STRAT_PRUM	96,857	97,000	93,333	99,667	2,026
2_C2_EQUI_PRUM	87,905	90,667	76,333	95,667	7,007
2_C2_STRAT_PRUM	90,000	94,333	71,333	99,333	11,505
2_C3_EQUI_PRUM	84,333	86,000	70,000	93,333	7,523
2_C3_STRAT_PRUM	88,952	95,667	68,333	98,000	12,593
2_C4_EQUI_PRUM	81,381	82,000	73,667	93,333	6,567
2_C4_STRAT_PRUM	77,952	81,000	63,000	88,000	8,910
2_C5_EQUI_PRUM	40,667	58,000	0,000	76,000	34,952
2_C5_STRAT_PRUM	48,476	52,333	5,667	78,333	26,002
2_C6_EQUI_PRUM	41,429	38,000	9,000	82,667	23,168
2_C6_STRAT_PRUM	53,381	49,000	33,667	74,333	14,078

Legenda: „1_“/ „2_“ na začátku = označení 1. / 2. měření, C1-C6 = označení testované podmínky, „PRUM“ = aritmetický průměr

Příloha 12 Popisná statistika MCT

Proměnná	Popisná statistika MCT				
	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
1SB_WS_ABS	23,286	23,000	1,000	43,000	15,261
1MB_WS_ABS	24,286	22,000	8,000	45,000	13,561
1LB_WS_ABS	25,429	23,000	7,000	44,000	13,806
1SF_WS_ABS	26,000	23,000	9,000	52,000	15,199
1MF_WS_ABS	25,714	18,000	6,000	52,000	16,879
1LF_WS_ABS	25,857	19,000	3,000	60,000	22,079
2SB_WS_ABS	23,714	16,000	3,000	55,000	20,492
2MB_WS_ABS	22,143	21,000	1,000	45,000	17,668
2LB_WS_ABS	19,286	18,000	0,000	44,000	18,391
2SF_WS_ABS	23,714	17,000	5,000	50,000	19,568
2MF_WS_ABS	22,857	17,000	3,000	50,000	18,765
2LF_WS_ABS	22,000	20,000	1,000	52,000	19,096
1SB_SS_ABS	26,857	33,000	0,000	50,000	16,015
1MB_SS_ABS	19,000	16,000	4,000	34,000	10,677
1LB_SS_ABS	20,714	25,000	0,000	28,000	10,356
1SF_SS_ABS	13,857	16,000	0,000	25,000	8,112
1MF_SS_ABS	16,143	15,000	9,000	27,000	5,610
1LF_SS_ABS	18,571	8,000	6,000	51,000	17,310
2SB_SS_ABS	26,714	33,000	0,000	46,000	15,119
2MB_SS_ABS	15,143	8,000	0,000	50,000	16,678
2LB_SS_ABS	17,429	18,000	4,000	34,000	9,126
2SF_SS_ABS	20,857	24,000	0,000	33,000	11,936
2MF_SS_ABS	7,571	8,000	0,000	15,000	6,188
2LF_SS_ABS	12,286	12,000	6,000	18,000	5,376
1SB_LAT_NP	170,000	160,000	140,000	220,000	25,166
1SB_LAT_P	170,000	170,000	130,000	210,000	24,495
1MB_LAT_NP	150,000	150,000	130,000	180,000	18,257
1MB_LAT_P	147,143	150,000	130,000	180,000	17,043
1LB_LAT_NP	142,857	140,000	130,000	160,000	11,127
1LB_LAT_P	141,429	140,000	130,000	160,000	10,690
1SF_LAT_NP	164,286	170,000	130,000	190,000	22,991
1SF_LAT_P	174,286	170,000	150,000	210,000	20,702
1MF_LAT_NP	145,714	150,000	120,000	170,000	19,881
1MF_LAT_P	145,714	150,000	110,000	180,000	26,367
1LF_LAT_NP	130,000	130,000	110,000	140,000	11,547
1LF_LAT_P	134,286	130,000	120,000	160,000	13,973
2SB_LAT_NP	157,143	170,000	110,000	180,000	25,635
2SB_LAT_P	145,714	160,000	100,000	180,000	29,358
2MB_LAT_NP	147,143	140,000	130,000	170,000	13,801
2MB_LAT_P	150,000	150,000	120,000	190,000	21,602
2LB_LAT_NP	140,000	140,000	120,000	150,000	10,000
2LB_LAT_P	141,429	140,000	120,000	160,000	12,150
2SF_LAT_NP	150,000	160,000	0,000	220,000	71,414
2SF_LAT_P	181,429	180,000	150,000	210,000	23,401
2MF_LAT_NP	142,857	150,000	120,000	160,000	13,801
2MF_LAT_P	144,286	150,000	120,000	170,000	18,127
2LF_LAT_NP	141,429	140,000	130,000	160,000	10,690
2LF_LAT_P	142,857	140,000	120,000	190,000	22,887

Legenda: „1_“/ „2_“ na začátku = označení 1. / 2. měření, SB, MB, LB, SF, MF, LF označení směru a míry podtrhu plošiny – **S**mall/**M**edium/**L**arge a **B**ack/**F**ront, „ABS“ = přepočítaná absolutní hodnota (viz kap. 3.3).

Příloha 13 Popisná statistika LOS

Proměnná	Popisná statistika LOS				
	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	SD
1F_MVL	1,817	1,850	1,000	2,800	0,615
1RF-P_MVL	3,417	2,350	1,100	7,100	2,366
1R-P_MVL	2,343	2,100	0,700	5,200	1,482
1RB-P_MVL	1,883	1,250	0,000	4,200	1,640
1B_MVL	1,683	1,650	0,000	3,400	1,537
1LB-NP_MVL	1,586	1,700	0,000	3,200	1,045
1L-NP_MVL	2,550	2,000	0,700	6,000	1,856
1LF-NP_MVL	2,243	2,300	0,000	4,600	1,421
1F_EPE	48,000	40,000	23,000	108,000	31,825
1RF-P_EPE	61,833	50,500	40,000	104,000	26,933
1R-P_EPE	50,286	37,000	21,000	96,000	29,562
1RB-P_EPE	46,667	43,500	0,000	98,000	33,868
1B_EPE	28,833	34,000	0,000	60,000	24,490
1LB-NP_EPE	40,000	34,000	0,000	76,000	26,019
1L-NP_EPE	52,500	47,500	23,000	90,000	28,960
1LF-NP_EPE	45,571	33,000	0,000	97,000	36,592
1F_MXE	69,167	69,000	37,000	108,000	23,887
1RF-P_MXE	75,333	66,500	44,000	112,000	26,726
1R-P_MXE	69,286	72,000	26,000	102,000	25,513
1RB-P_MXE	65,333	72,500	9,000	105,000	36,653
1B_MXE	41,333	40,000	7,000	75,000	30,369
1LB-NP_MXE	52,571	58,000	12,000	89,000	29,653
1L-NP_MXE	65,000	63,000	34,000	97,000	26,616
1LF-NP_MXE	60,857	62,000	14,000	104,000	32,820
1F_DCL	73,500	82,000	30,000	96,000	25,509
1RF-P_DCL	65,667	68,000	41,000	89,000	16,990
1R-P_DCL	78,429	84,000	57,000	87,000	11,193
1RB-P_DCL	51,000	52,000	0,000	78,000	30,887
1B_DCL	52,250	67,500	0,000	74,000	35,255
1LB-NP_DCL	44,000	52,000	2,000	78,000	34,485
1L-NP_DCL	79,000	78,000	73,000	89,000	5,441
1LF-NP_DCL	74,333	81,500	50,000	86,000	14,895
2F_MVL	2,743	2,300	1,100	6,600	1,902
2RF-P_MVL	3,329	2,600	0,800	8,800	2,714
2R-P_MVL	2,757	2,800	1,700	3,500	0,665
2RB-P_MVL	2,714	2,800	1,200	4,400	1,276
2B_MVL	1,250	1,350	0,000	2,500	1,100
2LB-NP_MVL	2,329	1,500	0,900	4,600	1,444
2L-NP_MVL	2,886	2,500	1,100	6,500	1,828
2LF-NP_MVL	3,214	2,700	1,100	6,900	2,050
2F_EPE	53,000	40,000	19,000	115,000	36,964
2RF-P_EPE	57,000	54,000	25,000	100,000	25,923

2R-P_EPE	63,000	56,000	30,000	109,000	29,978
2RB-P_EPE	46,429	39,000	21,000	82,000	25,540
2B_EPE	29,000	35,500	0,000	56,000	24,216
2LB-NP_EPE	38,143	28,000	22,000	68,000	17,430
2L-NP_EPE	49,714	49,000	36,000	66,000	12,419
2LF-NP_EPE	48,857	44,000	20,000	90,000	22,792
2F_MXE	75,429	83,000	34,000	115,000	27,993
2RF-P_MXE	78,286	74,000	56,000	112,000	20,822
2R-P_MXE	74,143	65,000	56,000	109,000	21,613
2RB-P_MXE	61,714	53,000	26,000	105,000	27,469
2B_MXE	43,167	39,500	7,000	86,000	29,526
2LB-NP_MXE	54,429	49,000	22,000	96,000	29,860
2L-NP_MXE	63,571	58,000	40,000	91,000	20,655
2LF-NP_MXE	71,714	72,000	37,000	109,000	25,375
2F_DCL	76,571	86,000	43,000	93,000	19,321
2RF-P_DCL	69,143	71,000	45,000	79,000	12,116
2R-P_DCL	72,286	82,000	49,000	85,000	15,108
2RB-P_DCL	37,857	47,000	0,000	70,000	27,279
2B_DCL	51,000	43,500	38,000	79,000	18,956
2LB-NP_DCL	36,429	40,000	0,000	73,000	30,171
2L-NP_DCL	78,714	82,000	69,000	88,000	7,544
2LF-NP_DCL	69,429	76,000	46,000	78,000	11,802

Legenda: „1_“/„2_“ na začátku = označení 1. / 2. měření, přesuny těžiště směrem; F – dopředu, RF – dopředu doprava, R – doprava, RB – dozadu doprava, B – dozadu, LB – doleva dozadu, L – doleva, LF – doleva dopředu, P – směrem k paratické dolní končetině, NP – směrem k neparetické dolní končetině, MVL -movement velocity, EPE – endpoint excursion, MXE – maximum excursion, DCL – direction control

Příloha 14 Korelace 1

Proměnná X & Proměnná Y	Korelace						
	Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$						
	Průměr	SD	r (X, Y)	r ²	t	p	N
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,296	0,190					
SB_WS_ROZ	0,429	9,343	-0,628	0,394	-1,804	0,131	7
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,296	0,190					
MB_WS_ROZ	-2,143	5,928	-0,935	0,874	-5,886	0,002	7
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,296	0,190					
LB_WS_ROZ	-6,143	7,128	-0,458	0,210	-1,153	0,301	7
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,296	0,190					
SF_WS_ROZ	-2,286	8,770	-0,766	0,587	-2,664	0,045	7
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,296	0,190					
MF_WS_ROZ	-2,857	7,798	-0,640	0,409	-1,860	0,122	7
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,296	0,190					
LF_WS_ROZ	-3,857	6,309	-0,295	0,087	-0,689	0,521	7
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,225	0,156					
SB_WS_ROZ	0,429	9,343	-0,440	0,193	-1,094	0,324	7
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,225	0,156					
MB_WS_ROZ	-2,143	5,928	-0,718	0,515	-2,304	0,069	7
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,225	0,156					
LB_WS_ROZ	-6,143	7,128	-0,283	0,080	-0,659	0,539	7
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,225	0,156					
SF_WS_ROZ	-2,286	8,770	-0,389	0,152	-0,945	0,388	7
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,225	0,156					
MF_WS_ROZ	-2,857	7,798	-0,229	0,053	-0,527	0,621	7
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,225	0,156					
LF_WS_ROZ	-3,857	6,309	-0,009	0,000	-0,019	0,985	7
TUG_ROZ_(sec)	1,823	0,987					
SB_WS_ROZ	0,429	9,343	0,063	0,004	0,140	0,894	7
TUG_ROZ_(sec)	1,823	0,987					
MB_WS_ROZ	-2,143	5,928	0,103	0,011	0,232	0,826	7
TUG_ROZ_(sec)	1,823	0,987					
LB_WS_ROZ	-6,143	7,128	0,147	0,022	0,333	0,753	7
TUG_ROZ_(sec)	1,823	0,987					
SF_WS_ROZ	-2,286	8,770	0,391	0,153	0,951	0,385	7
TUG_ROZ_(sec)	1,823	0,987					
MF_WS_ROZ	-2,857	7,798	0,715	0,511	2,285	0,071	7
TUG_ROZ_(sec)	1,823	0,987					
LF_WS_ROZ	-3,857	6,309	0,625	0,391	1,792	0,133	7
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
SB_WS_ROZ	2,200	8,758	0,592	0,350	1,272	0,293	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
MB_WS_ROZ	0,400	4,278	0,432	0,187	0,829	0,468	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
LB_WS_ROZ	-5,800	8,585	0,641	0,411	1,446	0,244	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
SF_WS_ROZ	1,000	6,856	0,837	0,700	2,646	0,077	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
MF_WS_ROZ	-1,800	9,121	0,764	0,583	2,048	0,133	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
LF_WS_ROZ	-4,000	7,649	0,198	0,039	0,349	0,750	5

Legenda viz níže

Legenda:

10MWT_V1_ROZ = rozdíl 2. a 1. měření 10MWT při pohodlné rychlosti V1, či V2 – maximální rychlosti

SB_WS_ROZ = rozdíl 2. a 1. měření WS z MCT při podtrhu plošiny pomalu (Small) a dozadu (Back), analogicky pak dále: S, M, L BACK/FORWARD = Small/ Medium/ Large označení míry podtrhu plošiny, a Back/ Forward – označení směru podtrhu dozadu/dopředu,

TUG_ROZ, TUG-COG_ROZ = rozdíl 2. a 1. měření daného chůzového testu

Příloha 15 Korelace 2

Proměnná X & Proměnná Y	Korelace						
	Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$						
	Průměr	SD	r(X, Y)	r ²	t	p	N
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
F_MXE_ROZ	15,400	22,744	0,221	0,049	0,392	0,721	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
RF-P_MXE_ROZ	18,600	29,526	-0,141	0,020	-0,247	0,821	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
R-P_MXE_ROZ	-0,600	4,219	0,007	0,000	0,013	0,991	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
RB-P_MXE_ROZ	5,400	16,935	-0,129	0,017	-0,225	0,837	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
B_MXE_ROZ	0,000	17,564	-0,585	0,342	-1,250	0,300	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
LB-NP_MXE_ROZ	1,000	11,747	-0,653	0,426	-1,493	0,232	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
L-NP_MXE_ROZ	7,400	26,178	0,104	0,011	0,181	0,868	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
LF-NP_MXE_ROZ	12,600	22,634	-0,017	0,000	-0,029	0,979	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
F_MVL_ROZ	0,760	1,438	0,636	0,404	1,427	0,249	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
RF-P_MVL_ROZ	-0,020	1,190	-0,182	0,033	-0,321	0,769	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
R-P_MVL_ROZ	0,820	1,117	-0,319	0,102	-0,583	0,601	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
RB-P_MVL_ROZ	1,240	0,981	-0,011	0,000	-0,019	0,986	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
B_MVL_ROZ	-0,520	0,795	0,063	0,004	0,109	0,920	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
LB-NP_MVL_ROZ	0,980	1,327	-0,386	0,149	-0,725	0,521	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
L-NP_MVL_ROZ	0,800	1,681	0,143	0,020	0,250	0,818	5
10MWT_V1_ROZ_(m/s)	0,223	0,167					
LF-NP_MVL_ROZ	0,920	1,167	-0,899	0,809	-3,560	0,038	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
F_MXE_ROZ	15,400	22,744	-0,428	0,183	-0,820	0,472	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
RF-P_MXE_ROZ	18,600	29,526	-0,466	0,217	-0,913	0,429	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
R-P_MXE_ROZ	-0,600	4,219	-0,685	0,469	-1,627	0,202	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
RB-P_MXE_ROZ	5,400	16,935	-0,204	0,042	-0,361	0,742	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
B_MXE_ROZ	0,000	17,564	-0,113	0,013	-0,196	0,857	5

10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
LB-NP_MXE_ROZ	1,000	11,747	-0,406	0,164	-0,768	0,498	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
L-NP_MXE_ROZ	7,400	26,178	-0,348	0,121	-0,642	0,566	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
LF-NP_MXE_ROZ	12,600	22,634	-0,195	0,038	-0,345	0,753	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
F_MVL_ROZ	0,760	1,438	-0,002	0,000	-0,003	0,998	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
RF-P_MVL_ROZ	-0,020	1,190	-0,419	0,176	-0,800	0,482	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
R-P_MVL_ROZ	0,820	1,117	-0,770	0,593	-2,091	0,128	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
RB-P_MVL_ROZ	1,240	0,981	-0,205	0,042	-0,363	0,741	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
B_MVL_ROZ	-0,520	0,795	-0,248	0,062	-0,444	0,687	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
LB-NP_MVL_ROZ	0,980	1,327	-0,815	0,664	-2,434	0,093	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
L-NP_MVL_ROZ	0,800	1,681	-0,328	0,107	-0,601	0,590	5
10MWT_V2_ROZ_(m/s)	0,156	0,125					
LF-NP_MVL_ROZ	0,920	1,167	-0,312	0,098	-0,569	0,609	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
F_MXE_ROZ	15,400	22,744	-0,629	0,396	-1,401	0,256	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
RF-P_MXE_ROZ	18,600	29,526	-0,218	0,048	-0,387	0,724	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
R-P_MXE_ROZ	-0,600	4,219	-0,884	0,781	-3,267	0,047	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
RB-P_MXE_ROZ	5,400	16,935	-0,141	0,020	-0,248	0,820	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
B_MXE_ROZ	0,000	17,564	0,404	0,163	0,765	0,500	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
LB-NP_MXE_ROZ	1,000	11,747	0,438	0,192	0,844	0,461	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
L-NP_MXE_ROZ	7,400	26,178	-0,411	0,169	-0,780	0,492	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
LF-NP_MXE_ROZ	12,600	22,634	-0,167	0,028	-0,294	0,788	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
F_MVL_ROZ	0,760	1,438	-0,483	0,233	-0,955	0,410	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
RF-P_MVL_ROZ	-0,020	1,190	-0,022	0,000	-0,038	0,972	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
R-P_MVL_ROZ	0,820	1,117	-0,313	0,098	-0,570	0,609	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
RB-P_MVL_ROZ	1,240	0,981	0,215	0,046	0,381	0,729	5

TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
B_MVL_ROZ	-0,520	0,795	-0,682	0,465	-1,614	0,205	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
LB-NP_MVL_ROZ	0,980	1,327	-0,761	0,579	-2,029	0,135	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
L-NP_MVL_ROZ	0,800	1,681	-0,321	0,103	-0,588	0,598	5
TUG_ROZ_(sec)	1,820	1,161					
LF-NP_MVL_ROZ	0,920	1,167	0,611	0,373	1,337	0,273	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
F_MXE_ROZ	15,400	22,744	-0,145	0,021	-0,254	0,816	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
RF-P_MXE_ROZ	18,600	29,526	0,310	0,096	0,564	0,612	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
R-P_MXE_ROZ	-0,600	4,219	-0,846	0,715	-2,745	0,071	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
RB-P_MXE_ROZ	5,400	16,935	0,493	0,243	0,981	0,399	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
B_MXE_ROZ	0,000	17,564	0,670	0,448	1,562	0,216	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
LB-NP_MXE_ROZ	1,000	11,747	0,681	0,464	1,611	0,206	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
L-NP_MXE_ROZ	7,400	26,178	0,187	0,035	0,329	0,764	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
LF-NP_MXE_ROZ	12,600	22,634	0,482	0,232	0,953	0,411	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
F_MVL_ROZ	0,760	1,438	-0,366	0,134	-0,681	0,544	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
RF-P_MVL_ROZ	-0,020	1,190	0,418	0,175	0,796	0,484	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
R-P_MVL_ROZ	0,820	1,117	-0,084	0,007	-0,147	0,893	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
RB-P_MVL_ROZ	1,240	0,981	0,027	0,001	0,048	0,965	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
B_MVL_ROZ	-0,520	0,795	-0,165	0,027	-0,289	0,791	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
LB-NP_MVL_ROZ	0,980	1,327	-0,649	0,421	-1,477	0,236	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
L-NP_MVL_ROZ	0,800	1,681	0,187	0,035	0,329	0,764	5
TUG-COG_ROZ_(sec)	1,959	0,827					
LF-NP_MVL_ROZ	0,920	1,167	0,325	0,106	0,595	0,594	5

Legenda:

10MWT_V1_ROZ = rozdíl 2. a 1. měření 10MWT při pohodlné rychlosti V1, či V2 – maximální rychlosti přesuny těžiště směrem: F – dopředu, RF – dopředu doprava, R – doprava, RB – dozadu doprava, B – dozadu, LB – doleva dozadu, L – doleva, LF – doleva dopředu,
přesuny těžiště směrem: P – k paretické dolní končetině, NP – k neparetické dolní končetině
MVL – movement velocity, MXE – maximum excursion,
TUG_ROZ, TUG-COG_ROZ = rozdíl 2. a 1. měření daného chůzového testu