

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Tomáš Látal

**Hodnocení posturálních funkcí u pacientů po cévní mozkové
příhodě**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jiří Stacho

Olomouc 2019

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Hodnocení posturálních funkcí u pacientů po cévní mozkové příhodě

Název práce v AJ: Assessment of postural functions in stroke patients

Datum zadání: 2018-01-31

Datum odevzdání: 2019-05-13

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Tomáš Látal

Vedoucí práce: Mgr. Jiří Stacho

Oponent práce: doc. MUDr. Ivanka Vlachová

Abstrakt v ČJ:

Diplomová práce se zabývá hodnocením vlivu rehabilitace na posturální funkce a rychlost chůze u pacientů po ischemické cévní mozkové příhodě. Dále se zjišťuje existence vztahu mezi rychlostí chůze a posturální stabilitou v klidném stoji. Změřeno bylo celkem 8 pacientů po prodělané ischemické cévní mozkové příhodě na začátku a konci hospitalizace. Minimální doba hospitalizace činila 14 dní. Rychlost chůze se hodnotila testy Timed Up and Go (TUG) a 10 Meter Walk Test (10MWT). Pro posouzení posturální stability byl použit posturografický modul SMART EquiTest®. Využity byly posturografické testy Motor Control Test (MTC) a Limits of Stability (LOS). Signifikantní zlepšení bylo zaznamenáno v posturografických parametrech: *Strength Symmetry* při nízké translaci plošiny vzad ($18,00 \pm 17,79 \%$) - pro MTC; *Movement Velocity Vlevo* ($1,13 \pm 0,96 \text{ }^\circ/\text{s}$), *Endpoint Excursion Vpravo* ($11,50 \pm 10,07 \%$), *Maximum Excursion Vpravo* ($9,38 \pm 11,13 \%$) – pro LOS. Ostatní parametry nevykazovaly statisticky významné změny. 10MWT vykazoval signifikantní

zlepšení v průměrném čase pomalé ($1,94 \pm 1,50$ s) i rychlé chůze ($0,44 \pm 0,42$ s). TUG test nezaznamenal signifikantní změny průměrného času. Mezi statisticky významnými parametry posturografu a chůzovými testy nebyla patrná korelace. Z toho vyplývá, že 14denní rehabilitace má pozitivní vliv na posturální funkce a rychlost chůze. Posturální funkce však nemají vztah k rychlosti chůze.

Abstrakt v AJ:

The thesis deals with evaluation of the postural function and speed of walk in ischemic stroke patients. Furthermore, the existence of a relationship between walking speed and postural stability in a quiet stance is investigated. There were 8 ischemic stroke patients measured at the beginning and end of hospitalization. Minimum length of stay was 14 days. The walking speed was evaluated by Timed Up and Go test (TUG) and 10 Meter Walk Test (10MWT). Postural function were evaluated by posturograph (SMART EquiTest®) - Motor Control Test (MTC) and Limits of Stability (LOS). Significant improvement was seen in posturographic parameters: *Strength Symmetry – Low translation back* (18.00 ± 17.79 %) - MTC; *Movement Velocity Left* (1.13 ± 0.96 °/s), *Endpoint Excursion Right* (11.50 ± 10.07 %), *Maximum Excursion Right* (9.38 ± 11.13 %) - LOS. Other parameters do not show significant changes. 10MWT shows a significant improvement in mean slow walk time (1.94 ± 1.50 s) and fast walk (0.44 ± 0.42 s). The TUG test did not show relevant changes in mean time. There was no correlation between the statistically significant parameters of the posturograph and the walking tests. Consequently, 14-day rehabilitation has a positive effect on postural function and walking speed. However, postural functions are not related to walking speed.

Klíčová slova v ČJ: cévní mozková příhoda, chůze, rovnováha, posturální stabilita, posturografie, 10 Meter Walk Test, Timed Up and Go test, limity stability.

Klíčová slova v AJ: stroke, gait, balance, postural stability, posturography, 10 Meter Walk Test, Timed Up and Go Test, Limits of Stability.

Rozsah: 66 stran / 7 příloh

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 13. května 2019

podpis

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval vedoucímu práce Mgr. Jiřímu Stachovi za jeho cenné rady, ochotu a odborné vedení při realizaci této diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Dagmar Tečové za rady při statistickém zpracování výsledků. V neposlední řadě si poděkování zaslouží má rodina a partnerka, za podporu po čas celého studia.

Obsah

ÚVOD	8
1 TEORETICKÝ PŘEHLED	9
1.1 Definice cévní mozkové příhody	9
1.2 Klinický obraz CMP	10
1.3 Zajištění rovnováhy	11
1.3.1 Senzorické modalitty a multisenzorická integrace	12
1.3.2 Biomechanické vztahy mezi segmenty	13
1.3.3 Motorické strategie	13
1.3.4 Kognitivní procesy a percepce vertikály	14
1.4 Porucha rovnováhy u pacientů po CMP	15
1.4.1 Porucha senzorických modalit a multisenzorické integrace	16
1.4.2 Porucha biomechanických vztahů mezi segmenty	16
1.4.3 Porucha motorické strategie	17
1.4.4 Porucha kognitivních procesů a percepce vertikály	17
1.4.5 Tendence k pádu po CMP	18
1.5 Rehabilitace posturálních funkcí u pacientů po CMP	19
1.6 Hodnocení posturálních funkcí u pacientů po CMP	21
1.6.1 Posturograf NeuroCom – SMART EquiTest®	21
1.6.2 10 Meter Walk Test (10MWT)	24
1.6.3 Timed Up and Go (TUG)	24
2 CÍLE A HYPOTÉZY	25
2.1 Cíl práce	25
2.2 Výzkumné otázky a hypotézy	25
3 METODIKA VÝZKUMU	27
3.1 Charakteristika zkoumaného souboru	27
3.2 Postup měření	27
3.3 Statistické zpracování dat	29
4 VÝSLEDKY VÝZKUMU	30
4.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1	30
4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2	32
4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3	34

5	DISKUZE.....	36
5.1	Diskuze k vědecké otázce č. 1	36
5.2	Diskuze k vědecké otázce č. 2	39
5.3	Diskuze k vědecké otázce č. 3	41
5.4	Limity studie.....	42
	ZÁVĚR.....	44
	SEZNAM ZKRATEK.....	55
	SEZNAM TABULEK.....	57
	SEZNAM OBRÁZKŮ	58
	SEZNAM PŘÍLOH.....	59

ÚVOD

Posturální funkce a rovnováha jsou klíčové k udržení vzpřímeného držení těla u každého jedince. Promítají se do realizace všech pohybů při každodenních činnostech, sportovních a pracovních aktivitách.

Poruchy posturálních funkcí doprovází velké množství neurologických onemocnění. Jednou z nich je cévní mozková příhoda (CMP), která patří k častým příčinám invalidizace pacienta. U většiny postižených CMP jsou patrná neurologická a funkční poškození. Jedním z markantních nedostatků je hemiparéza, která limituje posturální stabilitu a chůzi jedince. Takový jedinec má potíže s opětovným začleněním se do společnosti, snižuje se jeho soběstačnost a zvyšuje riziko pádu (Puckree et Naido, 2014, p. 1086; Sánchez-Sánchez et al., 2018, p. 18; Hyndman et al., 2002, pp. 166-167; Winstein et al., 2016, p. 99; Bethoux et al., 2015, p. 912).

Cílem práce je zhodnotit efekt rehabilitační terapie u pacientů po ischemické CMP (iCMP) v subakutním stádiu a zjistit, zda existuje vztah mezi rychlostí chůze a posturální stabilitou v klidném stoji. To by dodalo váhu klinickým chůzovým testům, které by mohly být dále využity jako náhrada za přístrojové měření pomocí posturografu.

K vyhledání odborných studií se využily databáze Medvik, PubMed a Portál elektronických informačních zdrojů UP.

Pro vyhledávání v databázích byla použita klíčová slova: cévní mozková příhoda, chůze, rovnováha, posturální stabilita, posturografie, 10 Meter Walk Test, Timed Up and Go test, limity stability, s jejich anglickými ekvivalenty: stroke, gait, balance, postural stability, posturography, 10 Meter Walk Test, Timed Up and Go Test, Limits of Stability.

S přihlédnutím na cíle práce byly využity pouze studie zaměřené na stabilitu pacientů po CMP, její hodnocení subjektivní i objektivní metodou (při chůzi, ve stoji), současně s vyřazením různých smyslových modalit. Těchto článků bylo využito celkem 81. Mimo odborných publikací se čerpalo ze 7 knih.

Vyhledávání zdrojů a tvorba rešerší byla realizována v období od května 2018 do dubna 2019. Od září 2018 do dubna 2019 proběhla výzkumná část (měření probandů, zpracování a interpretace výsledků).

1 TEORETICKÝ PŘEHLED

1.1 Definice cévní mozkové příhody

CMP je akutní stav charakterizovaný poškozením mozku důsledkem poruchy jeho krevního oběhu. Světová zdravotnická organizace jej definuje jako klinický syndrom s rychle se rozvíjejícími ložiskovými, někdy i globalizovanými, příznaky poruchy mozkové funkce, který trvá déle než 24 hodin nebo končí smrtí, přičemž nejsou přítomny jiné zjevné příčiny než cévního původu. CMP se řadí k jednomu z nejvíce destruktivních poškození mozkové tkáně se závažnými následky nejen fyzickými, jako jsou hemiparéza a porucha posturálních funkcí, ale i psychickými (Seidl, 2004, p. 224; Bethoux et al., 2015, p. 912; Romero et al., 2011, p. 132).

CMP je v České republice i po celém světě jednou z nejčastějších příčin smrti. Vyskytuje se zejména u starší populace a jejím častým následkem je invalidizace či smrt pacienta. Každý rok okolo 15 milionů lidí postihne CMP (Bethoux et al., 2015, p. 912). Navzdory rozvoji léčby v iktových centrech a zdokonalování systémů rozpoznání syndromů CMP je pouze část pacientů přijata pro včasnou trombolytickou léčbu. U většiny pacientů se však rozvíjí funkční deficity různé míry a charakteru (Winstein et al., 2016, p. 99).

Pacienti po CMP obvykle trpí motorickým poškozením jedné poloviny těla – hemiparézou. Na hemiparetické straně lze často zaznamenat patologický svalový tonus, sníženou volní kontrolu a poruchu citlivosti. Právě hemiparéza má velký vliv na posturální funkce, které jsou tímto limitovány. Jejich porucha působí výrazné omezení každodenního života, zvyšuje riziko pádu a má socioekonomické dopady na pacienta (Bethoux et al., 2015, p. 912; Romero et al., 2011, p. 132; Cox et al., 2006, p. 183). Proto je rehabilitace nedílnou součástí péče o pacienty (Winstein et al., 2016, p. 99).

Přeživší mají vysoké riziko budoucího vzniku další CMP a okolo 30-40 % z nich prožije CMP do 5 let od první ataky (Denham et al., 2018, p. 484). Prevalence exogenních rizikových faktorů u pacientů po prodělané CMP je vysoká. Mezi tyto faktory řadíme tělesnou inaktivitu, nezdravé stravování a kouření, které přispívají až k 90 % všech CMP (Denham et al., 2018, p. 484; O'Donnell et al., 2010, pp. 112-113).

CMP se dělí dle způsobu vzniku na ischemickou a hemoragickou CMP (Seidl, 2004, p. 224).

Ischemická CMP představuje 70 % všech CMP. Vzniká na základě uzavření mozkové tepny, nejčastěji trombotickým vmetkem, která zasobuje příslušnou část mozkové tkáně. V zasaženém okrsku dochází k poruše perfuze okysličenou krví (Pfeiffer, 2007, p. 142). Uzávěr se může nacházet v některé z hlavních tepen Willisova okruhu, nejčastěji se vyskytuje uzávěr arteria (a.) cerebri media (ACM), nebo se jedná o uzávěr drobných arteriol, které často zasobují strategická místa mozku. Další uzávěr se může nacházet v krčních tepnách (a. vertebralis, a. carotis interna). Fatálním se stává uzávěr a. basilaris (Hutyra at. al., 2011, p. 13).

Hemoragická CMP vykazuje podobné příznaky jako ischemie, s tím rozdílem, že počátek bývá bouřlivější. U počátku hemoragie postižený často upadá do bezvědomí. Četnost hemoragií je oproti ischemické CMP nižší. Nejčastěji (až 80 %) se krvácení vyskytuje v oblasti capsula interna a putamen (Pfeiffer, 2007, p. 149).

1.2 Klinický obraz CMP

Klinický obraz u pacientů po CMP je různorodý a velice často závisí na příčinách a místech lokalizace ischemie či krvácení. Je také závislý na stavu a věku pacienta, na prodělaných onemocněních v minulosti, možnostech kolaterálního oběhu a průběhu léčby (Pfeiffer, 2007, p. 279).

Navzdory vysoké míře přežití a velkému rehabilitačnímu úsilí většina pacientů nadále pociťuje motorický deficit, který může snížit aktivitu a participaci (Taub et al., 2006, p. 1048). Deficity se myslí zhoršení posturální kontroly, potíže s rovnováhou, hemiparéza a postižení neuromuskulární koordinace horní a dolní končetiny. Narušení motoriky, tj. nárůst deficitu a snížení obratnosti, vytváří náhradní mechanismy zapojení se jednotlivých svalů do aktivit. Například při chůzi vznikají asymetrické vzory, snižuje se její rychlost a stává se energicky náročnou (Macko et al., 2005, p. 2206; Silver, 2000, p. 66). U více než 50 % přeživších se v 1. roce po příhodě vyskytuje apatie (Mayo et al., 2009, p. 3304) a únava (Winstein et al., 2016, p. 99), přičemž denní tělesná aktivita je nízká a depresivní symptomatologie vysoká (Gebruers et al., 2010, p. 288; Winstein et al., 2016, p. 99). Do 4 let více než 30 % pacientů s CMP hlásí přetrvávající společenské omezení (např. potíže v soběstačnosti, plnění společenských rolí aj.) (Gadidi, 2011, p. 1805).

Místo lokalizace uzávěru tepny udává typický klinický obraz postižení, ten se však u každého pacienta liší v míře postižení. Tedy ne každý pacient trpí stejnými klinickými projevy při postižení stejné tepny.

Uzávěr ACM se u mozkových tepen vyskytuje nejčastěji. Často se projevuje centrální hemiplegií nebo hemiparézou kapsulárního typu. Zde dochází k těžkému postižení horní končetiny, převážně akra. Může být patrná flekční kontraktura v loketním kloubu a v ruce, dále addukce v rameni (Pfeiffer, 2007, p. 284). Na dolní končetině se vyskytuje extenční kontraktura a equinovarózní postavení nohy. Při chůzi dochází k jevu nazývanému cirkumdukce. Toto držení končetin se nazývá Wernickeowo-Mannovo držení. Pokud se uzavře levá ACM, často se vyskytuje motorická, senzorická nebo smíšená afázie. Na postižené straně se vyskytuje hemihypestezie pro veškeré čítí a centrální paréza nervu (n.) facialis (Pfeiffer, 2007, p. 285).

Vzácný je uzávěr a. cerebri posterior (ACP). U postiženého se projevuje převážně homonymní hemianopsií kontralaterálně k postižené hemisféře. Zároveň je porušeno zafixování pohledu, sledovací pohyby bulbů ke straně, kde se vyskytuje hemianopsie (např. při čtení). Postižený je dezorientovaný v prostoru. Dále je možný výskyt alexie a tamických příznaků (hyperpatie a hemihypestezie pro všechny modalitty čítí a atetoidní hyperkineze na straně postižení) (Pfeiffer, 2007, p. 147).

Uzávěr a. cerebri anterior (ACA) je taktěž poměrně vzácný. Objevuje se klinický obraz poškození frontobazilární části frontálního laloku, mediální plochy mozkové hemisféry a přední části bazálních ganglií a capsula interna. U postiženého je patrná paréza kontralaterální dolní končetiny a lehká paréza končetiny horní. Někdy se vyskytuje centrální obrna n. facialis. Uzávěr ACA doprovází psychické postižení frontálního typu, tzn. agitovanost a zmatenost, připomínající počátek psychózy (Pfeiffer, 2007, p. 147).

1.3 Zajištění rovnováhy

Rovnováha je stav organismu, kdy všechny síly působící na něj jsou vzájemně vyrovnány. Rozlišuje se statická a dynamická rovnováha. Statická je definována jako stav, kdy tělo či segment setrvává v dané pozici a s časem se nemění. U dynamické rovnováhy má tělo schopnost provádět pohyb a současně udržet stabilní pozici (Lacour et Borel, 1993, p. 81).

Jelikož je člověk tvor vzpřímený o relativně malé opěrné bázi, stává se ze své podstaty nestabilním systémem. Aby byla zajištěna dostatečná rovnováha těla, je zapotřebí posturální kontrola a následné posturální reakce. Je to tedy schopnost těla zachovat, dosáhnout nebo obnovit stav rovnováhy těla v kterémkoliv postavení či u jakéhokoliv úkolu (Lacour et Borel, 1993, p. 81; Santos et al., 2010, p. 388; Horak, 2006, pp. 8-9).

Posturální reakce jsou takové reakce, které zajišťují přenos váhy, reakce vzpřimovací, rovnovážné a obranné. Automatizace, rychlost a uvolněnost jsou hlavní atributy posturálních odpovědí (Kolář et al., 2009, p. 118). Na udržování rovnováhy se podílí velké množství tělesných struktur (viz. tabulka 1).

Tabulka 1 Struktury podílející se na udržování rovnováhy (upraveno z Gežová, 2011, p. 51)

Řídící složka	Centrální nervový systém	Mozek
		Mícha
Výkonná složka	Pohybový aparát (svaly, kosti, klouby)	
Senzorická složka	Zrak	Orientace v prostoru
		Kontrola polohy hlavy
	Vestibulární systém	Kontrola rotačních a rychlých pohybů
	Proprioceptory	Zatížení, tření, odpor, rychlost, poloha segmentů aj.

Faktory, které mají vliv na posturální stabilitu, mohou být vyvolány z vnitřního prostředí (např. dýchací pohyby) nebo z vnějšího (např. vítr, gravitace, odstředivá síla). Tyto faktory působí přesun Center of Gravity (COG) blíž k ohraničení opěrné báze a mohou zapříčinit poruchu rovnováhy až pád. Z tohoto důvodu tělo využívá tzv. anticipačních a kompenzačních strategií (Santos et al., 2010, p. 388).

Řízení posturálních funkcí je závislé na interakci mnoha systémů, v hlavní míře koordinací senzorických a motorických strategií, nazývaných též senzomotorické. Zjednodušeně jsou jednotlivé systémy znázorněny na Obrázku 1 (strana 15) (Barros de Olivera et al., 2008, p. 1216; Kolář et al., 2009, p. 118).

1.3.1 Senzorické modalita a multisenzorická integrace

Senzorické modalita a multisenzorická integrace se ve velké míře podílí na zajištění posturálních funkcí u každého jedince. Kontrola postury je převážně zajištěna pomocí

aferentace ze tří sensorických systémů: somatosenzorický, vestibulární a vizuální systém. Integrace informací z těchto systémů je klíčová pro adekvátní posturální kontrolu. Sensorické informace jsou dynamicky regulovány a upravovány díky změnám vnějšího prostředí (Peterka, 2002, p. 1097). Navzdory tomu, že je k dispozici více zdrojů smyslových vjemů, dává CNS v dané situaci pro kontrolu posturálních funkcí přednost jednomu systému před druhým (Barros de Olivera et al., 2008, p. 1216).

1.3.2 Biomechanické vztahy mezi segmenty

Biomechanické vztahy mezi vzájemně se propojujícími segmenty zastávají velký podíl na zajištění postury. Posturální stabilitu lze chápat jako schopnost udržet těžiště (COG) v mezích opěrné báze (Limits of Stability). Tato báze není vždy pevná, ale může se měnit podle daného úkolu, pohybu, individuálních biomechanických a environmentálních podmínek. CNS má představu o limitech stability a tu využívá k pohybu a udržování rovnováhy (Barros de Olivera et al., 2008, p. 1216; Horak, 2006, pp. 8-9).

1.3.3 Motorické strategie

Mezi motorické strategie se řadí tři typy strategií pohybu pro udržení posturální stability a posturální reakce (Kolář et al., 2009, p. 118). Motorické strategie jsou kotníková, kyčelní a kroková a zajišťují stabilitu jak v předozadním směru, tak ve směru bočním. Která strategie bude zvolena závisí na vnějším prostředí, cíli jedince, předešlých zkušenostech a biomechanických predispozicích (Pollock et al., 2000, p. 404).

Tyto strategie jsou kontrolní procesy, které umožňují plán pohybu. Obsahují kontrolu Center of Mass (COM), nastavení končetin, stabilizaci hlavy s vizuální fixací, nastavení trupu, potřebné energetické nároky a silový kontakt do podložky (Barros de Olivera et al., 2008, p. 1217; Horak et Kuo, 2000, p. 268).

Kotníková strategie zajišťuje udržování rovnováhy za pomoci pohybů v kotníku. Tělo se tedy chová jako obrácené kyvadlo. Kotníková strategie je výhodná při vyrovnávání drobných vychylek těla při stožení na pevném povrchu a je závislá převážně na přesných somatosenzorických informacích (Barros de Olivera et al., 2008, pp. 1216-1217; Pollock et al., 2000, p. 404; Horak et Kuo, 2000, p. 268).

U kyčelní strategie je střed otáčení těla v kyčelních kloubech. Je efektivní pro rychlé změny pohybu těla. Pro kyčelní strategii jsou využívány převážně informace z vestibulárního aparátu. Strategie je využívána při chůzi po úzkém, či nerovném povrchu, kdy nestačí kotníková

strategie pro zajištění rovnováhy a rychlého přesunu COM (Horak et Kuo, 2000, p. 268; Barros de Olivera et al., 2008, p. 1217).

Provedení kroku pro udržení rovnováhy je běžné. Převážně při chůzi a v situacích, kdy není důležité zůstat v kontaktu chodidel s podložkou. Nicméně, při reakci na vnější podnět se tělo snaží nejprve zachovat rovnováhu pomocí kotníkové strategie, až poté využívá kyčelní a krokovou strategii. Starší osoby, které jsou vystaveny riziku pádu, mají pro udržení posturální stability větší tendenci nejprve využívat kyčelní a krokovou strategii než jedinci s nízkým rizikem pádu (Maki et al., 2000, pp. 270-273). I strach z pádu může u jedince vyvolat strategii kyčelní (Horak, 2006, p. 9).

Kontrola rovnováhy může být reaktivní (reagující na vnější síly) nebo anticipační (volní nebo automatické předvídání vnitřně vytvořených sil během chůze nebo pohybu končetin). Záleží na schopnosti CNS předvídat a detekovat nestabilitu a volit vhodný vzorec svalové aktivace (Horak, 1997, p. 525; Barros de Olivera et al., 2008, p. 1217; Winter, 1995, pp. 193-194).

Strategie zajištění rovnováhy bývá od působení vnějšího podnětu spuštěna do 100 ms. I přes tuto rychlost reakce mohou jedinci částečně ovlivnit, která strategie bude zvolena a v jaké intenzitě. To závisí na jejich záměru, očekávání a předchozí zkušenosti (Shuppert et Horak, 1999, pp. 64-65; Burleigh et al., 1994, pp. 2892-2894).

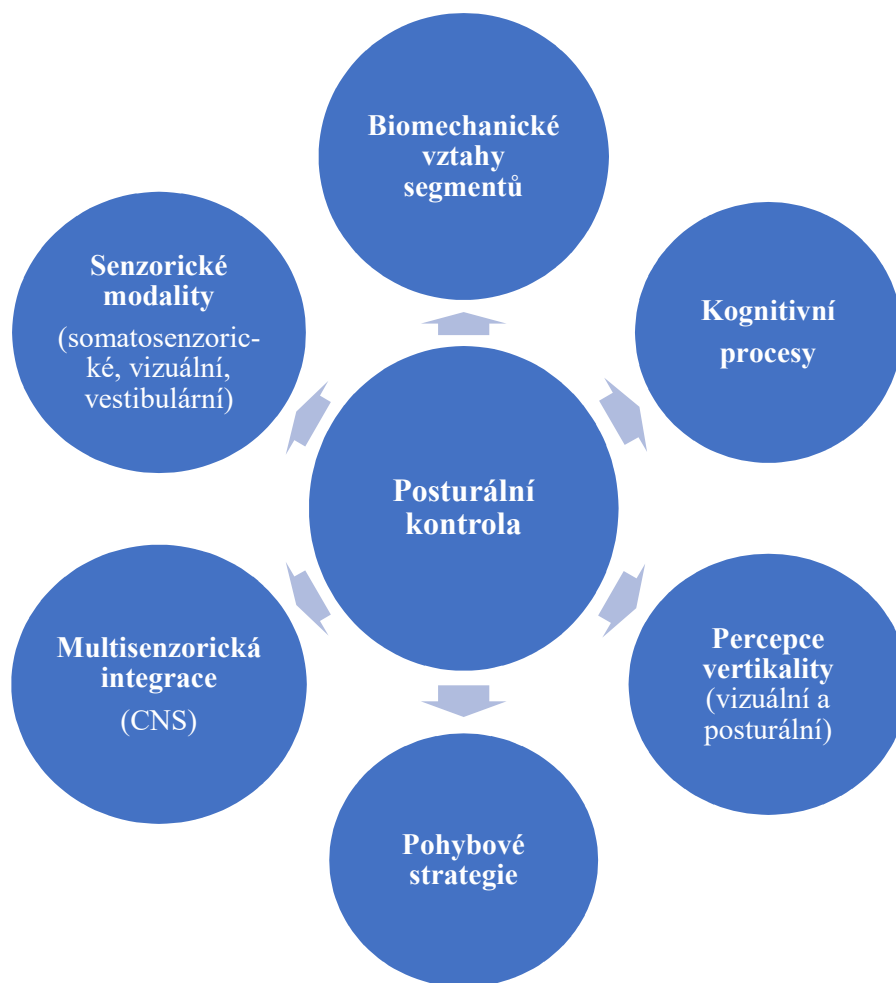
Každému volnému pohybu předchází předvídání posturální strategie, aby během pohybu těla a končetin nedošlo k destabilizaci a pádu. Jedinci se špatnou koordinací automatických posturálních reakcí vykazují posturální nestabilitu při reakci na vnější destabilizační podněty. U jedinců s poruchou předvídání posturální strategie je patrná posturální nestabilita při jimi zahájeném volném pohybu (Horak et al., 1996, pp. 2392-2394; Horak, 2006, p. 9).

1.3.4 Kognitivní procesy a percepce vertikály

Motorické reakce a aktivace svalových synergií jsou zpětnovazebně ovlivňovány nejen senzoryčným aparátem, ale velkou roli zde hraje očekávání od pohybu, pozornost, předchozí zkušenost, environmentální podmínky a záměr pohybu (De Haart et al., 2004, p. 893-894; Barros de Olivera et al., 2008, p. 1217).

Adekvátní orientace v prostoru je rozhodující pro posturální kontrolu. Zdravý jedinec je schopný detekovat vertikálu s odchylkou $0,5^\circ$ bez využití zrakové zpětné vazby. Vnímání

vizuální vertikály není závislé na posturální vertikále (Kornath et al., 2001, pp. 13931, 13935-13936; Barros de Olivera et al., 2008, p. 1218).



Obrázek 1 Systémy podílející se na posturální kontrole (upraveno dle Barros de Olivera et al., 2008, p. 1216)

1.4 Porucha rovnováhy u pacientů po CMP

Posturální kontrola a rovnováha jsou základní předpoklady pro realizaci jakéhokoliv volního pohybu (Puckree et Naido, 2014, p. 1086).

Více než 80 % jedinců v subakutní fázi CMP vykazuje poruchu rovnováhy (Sánchez-Sánchez et al., 2018, p. 18). U 70 % přeživších nedochází ke ztrátě chůze, ale stále je možné pozorovat reziduum poruch (Eng et Tang, 2007, p. 25). Z důvodu poškození odlišného systému je u každého jedince porucha rovnováhy různorodá. K poruše posturálních funkcí na mnoha

úrovních mohou přispět zejména: snížení svalové síly, snížení rozsahu pohybu, abnormální svalový tonus, poškození motorické koordinace, narušení smyslové percepce, multisenzorické integrace a kognitivních procesů (Barros de Olivera et al., 2008, p. 1215).

U pacientů s CMP je možné zaznamenat poruchu posturální stability a problémy s chůzí, které přetrvávají i po ukončení hospitalizace (Neckel et al., 2006, p. 3). Tato porucha chůze a rovnováhy se stává jedním z problémů při návratu ke každodenním činnostem pacienta a při návratu k normálním funkcím (Yavuzer et al., 2001, pp. 251-252; Puckree et Naido, 2014, p. 1086).

1.4.1 Porucha senzorických modalit a multisenzorické integrace

Porucha smyslové percepce a její integrace v CNS je jeden ze zdrojů abnormálních posturálních reakcí. V situacích smyslových konfliktů mohou pacienti po CMP nevhodně záviset na jednom konkrétním systému oproti druhému. Spoléhání se pouze na jeden systém může vést k nevhodným úpravám postury a narušení rovnováhy. Nejčastěji dochází k fixování se na vizuální vstup. Tato fixace se stává naučeným kompenzačním mechanismem v době, kdy je narušena aferentace z jiných smyslů. Pacienti po CMP se často potýkají s poruchou integrace senzorických vstupů se zvýšenou závislostí na vizuální vstup, i když poskytuje nepřesné informace. V laboratorních podmínkách lze dokázat, že pacienti s CMP vykazují zhoršení posturálních funkcí při měnících se somatosenzorických a vizuálních informací (Nashner et al., 1982, p. 537; Barros de Olivera et al., 2008, p. 1215; Rode et al., 1997, pp. 11, 14-15).

1.4.2 Porucha biomechanických vztahů mezi segmenty

Významným faktorem ovlivňujícím posturální funkce je kvalita a velikost opěrné báze (Horak, 2006, pp. 8-9). U hemiparetických pacientů svalová slabost a snížená svalová souhra postižené dolní končetiny vede ke změnám v opěrné bázi. Center of Pressure (COP) může být posunut dopředu a k paretické dolní končetině kvůli antero-posteriorní svalové dysbalanci v kotníku (equinózní postavení). Kromě toho neadekvátní kontrola trupu negativně ovlivňuje celkovou rovnováhu (De Haart et al., 2004, p. 887; Barros de Olivera et al., 2008, p. 1216). Dochází k poruše tvorby hnacích sil, iniciujících pohyb COP, nebo k neadekvátní tvorbě sil, které tento pohyb brzdí. Pacient poté přesouvá COP mimo opěrnou bázi a zvyšuje se u něj riziko pádu (Rogers et al., 1993, p. 23).

1.4.3 Porucha motorické strategie

Pacienti s CMP používají řadu kompenzačních motorických strategií, včetně držení se objektů a stěn. Využívají krokovou strategii častěji než zdraví jedinci stejného věku. Pro udržení stejné opěrné báze využívají převážně kyčelní strategii, naopak kotníkovou v menší míře. Tyto strategie však nejsou dostatečně účinné pro udržení stability, což dokazuje vysoký výskyt pádů u pacientů s CMP (Lamb et al., 2003, p. 501; Barros de Olivera et al., 2008, p. 1217). I když pacienti s hemiparézou jsou ve vzpřímené poloze schopni předvídat jednotlivé titubace těla, jejich výkonnost je často nižší než u normální populace podobného věku (Lamb et al., 2003, p. 501; Horak, 2006, pp. 9-10).

Lepší anticipační posturální reakce jsou patrné u pacientů s mírným motorickým poškozením a vyšší funkční úrovní, i přes to, že se u nich vyskytují abnormální pohybové vzory (Barros de Olivera et al., 2008, p. 1217).

Obrázek 2 (strana 18) popisuje muže demonstrujícího normální limity stability směrem vpřed a ženu s multisenzorickým deficitem a narušeným přesunem COM. Muž přemístuje COM pomocí pohybu v kotnících. Ve srovnání s ženou, která při snaze přesunout COM vpřed provádí flexi kyčelních kloubů a tím omezuje pohyb COM vpřed. Při pokusu přesunout COM vzad provede krok vzad, který rozšíří opěrnou bázi a zabrání pádu. Projekce COM do opěrné báze je schematicky zaznačeno bílou šipkou (Horak, 2006, pp. 9-10).

1.4.4 Porucha kognitivních procesů a percepce vertikály

U pacientů s CMP mohou být vyžadovány vyšší nároky na pozornost při statických pozicích, zejména, pokud dochází ke zvyšování obtížnosti úkolu. Nedostatečně držená pozornost může vést ke zvýšené nestabilitě a větší tendenci k pádu (De Haart et al., 2004, p. 893-894; Schmitz et al., 2002, p. 181).

Abnormální vnímání vertikály se může vyskytovat po prodělání CMP. Někdy je spojeno s přítomností neglect syndromu. Pacienti s poruchou rovnováhy se vyznačují neschopností udržet rovnováhu na neparetické straně. U takto postižených je patrný tzv. „pusher syndrome“. Výzkumy ukazují, že u pacientů s pusher syndromem, se mění vnímání držení těla ve vztahu ke gravitaci. Svě tělo vnímají jako vzpřímené, i když je nakloněno na hemiparetickou stranu. Zajímavé je to, že lidé s pusher syndromem nevnímají žádné rušivé vestibulární a vizuální podněty, poukazující na vychýlení se od vertikály (Karnath et al., 2000, pp. 13931, 13933; Yelnik et al., 2002, p. 2252; Karnath et Broetz, 2003, pp. 1119-1120).

1.4.5 Tendence k pádu po CMP

U jedinců po CMP je patrné zvýšené riziko pádu než u zdravé populace. Některé studie zaznamenaly u 14-39 % postižených CMP jeden nebo více pádů při pobytu v nemocnici. Přibližně u $\frac{3}{4}$ postižených se vyskytl pád v prvních 6 měsících po propuštění (Nyberg et Gustavson, 1995, pp. 839-841; Ashburn et al., 2008, p. 270). Více než 50 % těchto jedinců padá v prostředí domova (Miller et al., 2010, p. 2408). Je obtížné zjistit, které faktory CMP ovlivňují tendenci k pádu. Některé práce poukazují na to, že nejlepší prediktory opakovaných pádů v prvních 12 měsících v domácím prostředí jsou časné pády při hospitalizaci a špatná funkce horní končetiny po čas propuštění z nemocnice (Miller et al., 2010, p. 2408; Ashburn et al., 2008, p. 270; Beatens et al., 2011, p. 876).

Mimo jiné porucha chůze a svalová slabost postižené dolní končetiny, zejména dorzi-flexorů hlezna, ovlivňuje přibližně 20 % všech pacientů, kteří prodělali CMP. Spasticita planti-flexorů hlezna a oslabení dorzi-flexorové svalové skupiny vede k pomalejší neefektivní chůzi a zvyšuje riziko pádu (Hyndman et al., 2002, pp. 166-167).

Je zajímavé, že pouze malý počet jedinců, kteří prodělali pád po CMP, hledá profesionální pomoc pro zlepšení posturální kontroly (Ashburn et al., 2008, p. 270).



Obrázek 2 Normální a abnormální limity stability. (A) Kotníková strategie – zdravý muž přemísťující COM (bílá tečka). (B) Kyčelní strategie – žena s multisenzorickým deficitem uklánějící se vpřed bez posunu COM vpřed. (C) Kroková strategie – žena s multisenzorickým deficitem uklánějící se vzad s kompenzačním krokem zpět pro zvětšení opěrné báze (Horák, 2006, p.9)

1.5 Rehabilitace posturálních funkcí u pacientů po CMP

Rehabilitace je jednou z primárních léčebných procesů, kterým je možné u pacientů s akutní CMP podpořit funkční zotavení a je možné dosáhnout jejich následné nezávislosti. Možnosti rehabilitačních služeb, poskytované pacientům po CMP jsou široké a vysoce heterogenní. Liší se v použitých typech péče, v délce trvání, intenzitě, druhu poskytování intervence a v míře zapojení specifických lékařských, ošetrovatelských a rehabilitačních specialistů (Winstein et al., 2016, p. 99; Miller et al., 2010, p. 2406).

Péče o pacienta v akutní fázi je primárně zaměřena na stabilizaci pacienta. Přestože poskytování rehabilitační péče není obecně prioritou, studie naznačují, že jakmile je pacient schopný terapii tolerovat, je výhodné s ní začít (Miller et al., 2010, p. 2421). V tuto dobu by mohla být rehabilitace zaměřena na návrat posturální kontroly a reaktibility (Shelffer et al., 2013, p. 1008).

Včasná rehabilitace s primárním zaměřením na stabilitu trupu, rovnováhu a chůzi může být vhodným nástrojem pro úpravu posturálních funkcí u pacientů trpících poruchou rovnováhy po CMP. Tyto terapie se zdají být nejefektivnější v kontextu úkolů orientovaných na funkci. Ty mohou pacienta naučit dostatečně využívat zrak pro biofeedback, který je schopný nahradit poškozené či chybějící smyslové modality, důležité pro správné motorické učení a kortikální plasticitu. Také mnohé studie zabývající se funkčním zpracováním aferentních vstupů udávají výraznou reorganizaci aktivačních vzorců specifických struktur mozku a úpravu hemiplegie u pacientů po cévní mozkové příhodě při funkční terapii (Butrach et al., 2011, pp. 581-583).

Také Kalra (2012, pp. 823-824) ve své studii navrhl zacílit rehabilitaci pacientů po CMP převážně na praktické cíle (např. sebesycení, toaleta aj). Tyto postupy poskytují rychlejší a plynulejší návrat pacienta do všedního života více než terapeutické postupy nevyužívající funkčních terapií (např. dosah horní končetinou před tělo bez jasného cíle).

Ve studii Chevan et al. (2013, pp. 23-24) byl prokázán významný rozdíl v rovnováze v klidném stoji, přesněji snížení výchylek COG, po terapiích zaměřených na úkoly, než u pacientů léčených „neúčelnými“ pohyby. Jak některé práce uvádějí, velký význam v objektivní evaluaci rovnováhy má hodnocení rychlosti výchylek COG, v klidném stoji při vyrušení jednotlivých smyslových modalit (vizuální, propiocepční, statokinetické) – analogie testu Sensory Organization Test na posturografu (Niam et al., 2010, p. 409).

Z výše uvedených poznatků lze dojít k závěru, že terapie zacílené primárně na plnění úkolů, mohou být pro pacienta více motivující a prospěšné, protože se postižený učí zvládat svůj handicap, který mu brání v provádění běžných denních činností. Tyto aktivity již z minulosti zná, tudíž předchozí zkušenost je schopna lépe aktivovat proces reorganizace kortikální nervové sítě, která může vytvořit nové funkční spoje mezi postiženými segmenty a mozkovou kůrou.

Co se týče chůze, proto, aby byl zajištěn stabilní stoj, bezpečná a efektivní chůze, je důležité zajistit kontrolu postavení pánve pomocí aktivity abduktorů kyčelních kloubů (Lee et al., 2014, p. 1915). Kromě toho extenzory kyčle během fáze postupného zatěžování pomáhají udržovat vzpřímené držení těla a produkují sílu pro normální dopředný pohyb (Jenkins, 2008, p. 2).

Jeden z hlavních problémů u pacientů po CMP je nedostatečná aktivita abduktorů a extenzorů kyčelního kloubu, vedoucí k nesprávnému promítání COP mimo opěrnou bázi (Merzel et al., 2009, p. 8). Proto by měla rehabilitace u těchto pacientů zahrnovat aktivity spojené s posílením m. gluteus maximus a m. gluteus medius. Tyto svaly pak mohou poskytnout aktivní oporu pánve v prostoru a zvýšit pacientovu schopnost bezpečné chůze (Lee et al., 2014, p. 1916; Kim et al., 2012, p. 66).

Ve velkém množství studií je zaznamenáno větší zlepšení posturální kontroly, ve srovnání s kontrolní skupinou, sestavené ze zdravých probandů. Bylo zaznamenáno zlepšení při využití chůze jako terapeutického prostředku. Po absolvování 18minutové chůze bylo zpozorováno výrazné zlepšení posturální stability při normální rychlosti (Carver et al., 2011, p. 616).

Současné práce ukazují významné zlepšení rovnováhy u skupin pacientů léčených úlohami orientovanými na úkol/funkci. To může poukázat na schopnost plasticity mozku, která je aktivována a modulována velkým množstvím aferentních informací z periferie. Je zřejmé, že nepoškozené části mozkové kůry mohou převzít funkci postižené části, což může vést k úpravě funkce až jejímu plnému návratu (Zemkova et Hamar, 2011, pp. 355-365).

Formální konec rehabilitace nastává obvykle po 3-4 měsících po prodělání CMP. Uběhnutí této doby a propuštění do domácího prostředí neznamena, že nastal konec obnovovacích procesů CNS. V mnoha případech je CMP chybně léčena jako dočasný nebo přechodný stav místo chronického stavu, který vyžaduje neustálé monitorování funkčního stavu jedince. U postižených přetrvávají neuspokojené potřeby v mnoha oblastech, jako jsou zpětné

začlenění se do společnosti, kvalita života propojená se zdravím, udržení aktivity, soběstačnosti a sebeúcty (Winstein et al., 2016, p. 99).

1.6 Hodnocení posturálních funkcí u pacientů po CMP

Posturální funkce je výhodné hodnotit pomocí reliabilních a validních testů. Znalost absolutní a relativní reliability měření umožňuje klinikům a výzkumným pracovníkům vyhodnotit výsledky na vědecké bázi. Dává jim až 95% jistotu, že naměřené změny v jednotlivém měření reprezentují aktuální změny, a ne chybu v měření (Lyders et al., 2016, p. 2).

1.6.1 Posturograf NeuroCom – SMART EquiTest®

Posturografie poskytuje kvantitativní metodu hodnocení rovnováhy během úkolů, které odráží podmínky každodenního života. Poskytuje objektivní posouzení kontroly rovnováhy a posturální stability v laboratorních podmínkách. Na podkladě studií, upozorňujících na změny posturálních funkcí u různých onemocnění, byla vyvinuta dynamická počítačová posturografie. Systém obsahuje celou řadu testů/cvičení pro hodnocení a reedukaci posturální stability s využitím vizuálního biofeedbacku na stabilním nebo nestabilním nosném povrchu a ve stabilním nebo dynamickém vizuálním prostředí (Concordia University, 2017, pp. 4-6; Kolářová et al., 2014, pp. 12-13).

V diplomové práci byl zvolen modul SMART EquiTest® (obrázek 3, strana 22). Ten se skládá z počítače a pohyblivé kabiny a tenzometrické plošiny. Plošina je tvořena soustavou pěti senzorů, které snímají reakční sílu. Data jsou následně zpracována softwarem a je vypočítána poloha COP (Kolářová et al., 2014, pp. 12-13).

Síla EquiTestu je v tom, že umožňuje vyšetřujícímu objektivně a systematicky manipulovat se somatosenzorickou a vizuální informací. Naměřená data s velkou přesností identifikují základní smyslová a motorická poškození a zvyšují možnosti diagnostiky a léčby posturální nestability a rovnováhy (Concordia University, 2017, pp. 4, 6; Kolářová et al., 2014, pp. 12-13).

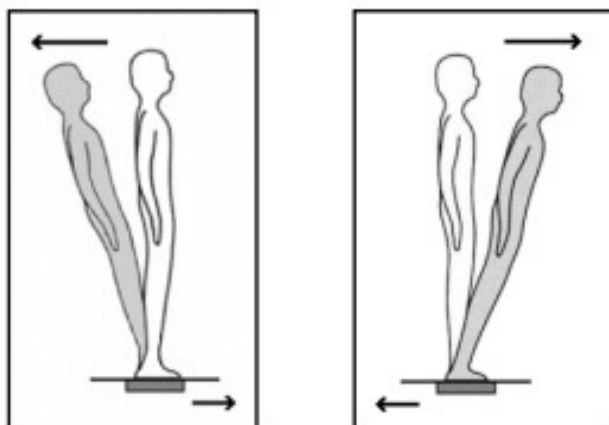
U pacientů po CMP lze efektivně využít posturograf k vyšetření posturálních funkcí. Jejich kvalita závisí na schopnosti přenosu váhy, kterou lze účinně hodnotit například pomocí testů Motor Control Test (MCT) a Limits of Stability (Cho et al., 2012, pp. 70-71; Chen et al., 2015, pp. 1797-1799; Hong et al., 2013, p. 863; Sánchez-Sánchez et al., 2018, p. 19;).



Obrázek 3 Modul SMART EquiTest® (Neurocom International, 2018, p. 2)

Pro potřeby diplomové práce byly využity právě tyto testy.

MCT hodnotí schopnost posturálního systému reagovat na neočekávané translační pohyby tenzometrické plošiny posturografu v horizontále. Měří se translace směrem dozadu a dopředu, viz. obrázek 4. Pro každý směr se testují 3 rychlosti (malá, střední, velká – modifikovaná podle výšky pacienta) ve 3 opakováních. Sekvence jednotlivých pohybů plošiny vpřed a vzad vyvolávají automatické posturální reakce (Kolářová et al., 2014, p. 16; Concordia University, 2017, p. 11).



Obrázek 4 MCT – translace plošiny vpřed a vzad (Concordia University, 2017, p. 11)

Měření jsou parametry *Weight Symmetry (WS)*, *Latency Left (LL)*, *Latency Right (LR)*, *Amplitude Scaling Left (ASL)*, *Amplitude Scaling Right (ASR)* a *Strength Symmetry (SS)*. Parametr *WS* udává průměrné rozložení váhy při translaci plošiny [%]. Výsledkem je průměr ze 3 měření. Hodnota se pohybuje mezi 0-200 %, kdy 100 % udává symetrii zatížení dolních končetin. Hodnoty pod 100 % popisují tendenci zatížení levé dolní končetiny a hodnoty nad 100 % zatížení pravé dolní končetiny. Parametry *LL* a *LR* popisují rychlost reakce na posuv plošiny [ms] pro každou končetinu zvlášť. Hodnotou *ASL* a *ASR* je reakční síla [N], kterou musí proband vynaložit, aby se ocitl opět v rovnováze. *SS* kvantifikuje symetrii odporu těla proti translaci plošiny. Výsledné hodnoty jsou číselně interpretovány jako u parametru *WS*. Systém posturografu poté vytvoří numerický a grafický protokol měření (viz. Obrázek 5 vlevo) (Concordia University, 2017, p. 11; Neurocom International, 2018, p. 3; Kolářová et al., 2014, p. 16-17).



Obrázek 5 Anonymizovaný grafický a numerický protokol MCT a LOS

Test LOS měří schopnost probanda záměrně změnit polohu COP náklonem těla předem daným směrem a udržet se v dosaženém maximu. Současně nesmí dojít ke změně opěrné báze. Pohyb COP se v reálném čase promítá na obrazovku před probanda, aby mohl na základě vizuálního feedbacku korigovat směr pohybu COP. Změna polohy COP se měří v 8 směrech (vpřed, vpřed vpravo, vpravo, vzad vpravo, vzad, vzad vlevo, vlevo, vpřed vlevo), měření každého směru probíhá 8 sekund. Výchozí polohou je středové pole na obrazovce. (Kolářová et al., 2014, p. 21).

Hodnocenými parametry jsou *Movement Velocity (MVL)*, *Endpoint Excursion (EPE)*, *Maximum Excursion (MXE)* a *Directional Control (DCL)*. Parametr *MVL* je definován jako průměrná rychlost pohybu COP mezi 5 % a 95 % vzdálenosti od počáteční polohy [°/s], *EPE* udává vzdálenost přesunu COP při prvním pokusu o dosažení cíle [%], *MXE* označuje největší vzdálenost COP od počátečního bodu [%] a *DCL* vyjadřuje kontrolu směru pohybu COP. Hodnotou je vzdálenost od pohybu přímým směrem [%], přímý směr je 100 %. Jednotlivé parametry jsou numericky a graficky zaznamenány do výstupního protokolu (viz. obrázek 5 vpravo, strana 23) (Alfeeli et al., 2013, p. 252; Kolářová et al., 2014, p. 20).

1.6.2 10 Meter Walk Test (10MWT)

Test hodnotí rychlostní parametry chůze na vyměřeném úseku. Na podlaze se označí 4 body ve vzdálenostech 0 metrů, 2 metry, 8 metrů, 10 metrů a odstraní se všechny překážky. Z 10metrové vzdálenosti se testuje pouze střední úsek 6 metrů (Bastlová et al., 2015, p. 21). Měření probíhá ve dvou rychlostech. První rychlost je vlastní tempo pacienta, které si sám zvolí. Je to rychlost, při které se cítí bezpečně. Druhá rychlost je maximální možná, kterou je pacient schopný vyvinout, u které se však cítí bezpečně (Bastlová et al., 2015, pp. 21, 57).

1.6.3 Timed Up and Go (TUG)

Tento test hodnotí pacientovu mobilitu, rovnováhu a riziko pádu. Pro realizaci testu je zapotřebí standardizované židle se zádovou opěrou a loketními opěrkami (výška sedadla země 46 cm). Před židli se postaví do vzdálenosti 3 metry kužel. Pacient je posazen na židli a po odstartování se postaví, rychlou chůzí obejde kužel a posadí se. Čas se měřil od chvíle zvednutí probanda ze židle do opětovného dosednutí na sedadlo. Test probíhá ve 3 opakováních (Bastlová et al., 2015, p. 23).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Cíl 1: Zhodnotit efekt rehabilitace u pacientů po iCMP v subakutním stádiu hospitalizovaných na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc pomocí posturografu a vybraných klinických testů.

Cíl 2: Posoudit vazbu mezi posturální stabilitou a reaktibilitou získanou z vyšetření na posturografu a klinickými chůzovými testy.

2.2 Výzkumné otázky a hypotézy

Výzkumná otázka č. 1:

Zlepší se posturální stabilita a reaktibilita u pacientů po iCMP za dobu hospitalizace na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc?

H₀₁: Během vstupního a výstupního měření nedošlo v MCT u pacientů po CMP ke změně jednotlivých parametrů.

H₀₂: Během vstupního a výstupního měření nedošlo v testu LOS u pacientů po CMP ke změně jednotlivých parametrů.

Výzkumná otázka č. 2:

Zvýší se rychlost chůze u pacientů po iCMP za dobu hospitalizace na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc?

H₀₃: Během vstupního a výstupního měření nedošlo v testu 10MWT u pacientů po CMP ke změně průměrného času pro jednotlivé rychlosti.

H₀₄: Během vstupního a výstupního měření nedošlo v testu TUG u pacientů po CMP ke změně průměrného času.

Výzkumná otázka č. 3:

Má změna rychlosti chůze vztah k posturální stabilitě a reaktibilitě u pacientů po iCMP?

H₀₅: Parametry vykazující signifikantní změnu naměřenou pomocí posturografu nemají vztah k parametrům vykazující signifikantní změnu v klinických chůzových testech.

3 METODIKA VÝZKUMU

Měření probíhalo od září 2018 do dubna 2019 na lůžkové části Oddělení rehabilitace ve Fakultní nemocnici Olomouc.

3.1 Charakteristika zkoumaného souboru

Měření se zúčastnilo celkem 8 pacientů s iCMP, mezi kterými bylo 7 žen a 1 muž. Kvůli malému počtu pacientů v subakutním stádiu byly do studie zařazeni 2 pacienti s chronickou iCMP.

Základními kritérii pro přijetí do studie byla prodělaná iCMP v subakutním stádiu, povodí ACM, první prodělaná ataka s hemiparézou nebo hemiplegií. Všichni probandi museli být schopni samostatné chůze. Pro chůzi mohli využít jednu či dvě francouzské hole. Tito pacienti neměli v minulosti úraz či poruchu, která by mohla ovlivnit jejich stabilitu a neměli porušeny kognitivní funkce.

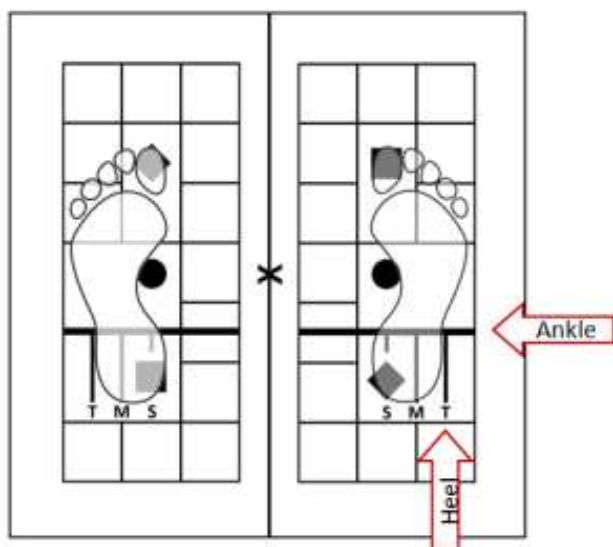
Všichni pacienti prodělali konvenční rehabilitační léčbu na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Pacienti byli měřeni celkem dvakrát během jejich hospitalizace. První měření proběhlo po přijetí na oddělení a druhé před odchodem domů. Minimální doba pobytu na lůžkové rehabilitaci činila 14 dní. Podmínkou absolvování výzkumu bylo vyplnění záznamového formuláře (příloha 1), který sloužil k získání základních anamnestických údajů, a podepsání informovaného souhlasu (příloha 2 a 3).

3.2 Postup měření

Všichni pacienti absolvovali vyšetření na posturografu firmy NeuroCom, za pomoci sestavy Smart EquiTest® system. Pro diplomovou práci byly využity testy Motor Control Test a Limits of Stability. Ihned po vyšetření na posturografu následovalo hodnocení pomocí standardizovaných chůzových testů (10MWT, TUG) u kterých se hodnotí doba, za kterou je proband schopný překonat předepsanou vzdálenost.

Před vstupem do posturografu byla pacientovi navlečena záchranná vesta, následně byl proband postaven na tenzometrickou plošinu posturografu a upevněn na záchranné popruhy tak, aby se zabránilo pádu a současně byl zabezpečen přirozený pohyb při provádění testů (obrázek 3, strana 22). Kotníky obou dolních končetin byly umístěny na tlustou vodorovnou čáru, která prochází středem otáčení silových desek. Vnější strana paty se umístila na svislou

čáru označenou písmenem „T“. Zbytek chodidla se volně uložil na silovou plošinu (obrázek 6). Pacient byl instruován, aby během měření nezvedal chodidla z plošiny a ruce měl volně podél těla. Testování se přerušilo při chycení se kabiny nebo záchranných popruhů a zaznamenal se pád.



Obrázek 6 Uložení chodidel na tenzometrickou plošinu (Concordia University, 2017, p. 8)

Během hodnocení za pomoci testu MCT proband stál na tenzometrické plošině a oči měl otevřené. Pacient byl informován, že se plošina bude pohybovat 3 rychlostmi nejprve směrem vzad a poté směrem vpřed. Vždy ve 3 pokusech pro každou rychlost.

Bezprostředně po MCT se spustil test LOS. Stoj na plošině byl totožný jako v MCT. Pacient byl poučen, aby pro přesun COP používal dle libosti pohyb v kyčlích, kolenou a kotníku, ale nesměl odlepit chodidla z podložky. Pohyb si mohl nanečisto vyzkoušet.

Prvním chůzovým testem byl 10MWT. Proband byl informován, že měření probíhá za chůze ve dvou rychlostech. První je rychlost, kterou si sám zvolí a cítí se v ní bezpečně. Druhá rychlost je maximální možná, při které se také cítí bezpečně (Bastlová et al., 2015, pp. 21, 57).

Pacient se na pokyn rozešel z bodu 0 metrů směrem k bodu 10 metrů požadovaným tempem. Vyšetřující začal měřit ve chvíli, kdy byla překročena vzdálenost 2 metrů, čas se zastavil po překonání značky 8 metrů. U každé rychlosti se provedly 3 měření a vypočítal se aritmetický průměr (Bastlová et al., 2015, pp. 21, 57).

Následujícím testem byl TUG. Pro vyšetření byla využita židle s loketními opěrkami a zádovou opěrou. Do vzdálenosti 3 m od židle se postavil kužel. Proband byl instruován, aby se posadil na židli a opřel si záda o opěru. Po zaznění slova „start“ se co nejrychleji a současně bezpečně postavil a obešel kužel kterýmkoliv směrem a následně se posadil zpět na židli. Čas se měřil od chvíle zvednutí probanda ze židle do opětovného dosednutí na sedadlo. Test se opakoval 3krát a vypočítal se aritmetický průměr (Bastlová et al., 2015, p. 23).

3.3 Statistické zpracování dat

Naměřená data posturografem byla zaznamenávána pomocí systému NeuroCom Data Analyzer a poté zanesena do programu MS Excel 2016, kde byla data následně zpracovávána. U parametrů *WS* a *SS* v MCT bylo od výsledných hodnot odečteno číslo 100, následně se z výsledku vypočítala absolutní hodnota. Nyní parametry místo hodnot 0-200 % nabíraly hodnot 0-100 % a nepopisovaly, která z dolních končetin byla zatížena. Tato úprava pomohla hodnotit symetrizaci rozložení váhy na plošině a odporu plošině, kdy hodnota 0 % znamenala symetrické zatížení dolních končetin a hodnota 100 % zatížení jedné dolní končetiny.

Data byla dále statisticky hodnocena pomocí programu Statistica 13.4.0. Byla provedena popisná statistika pro rozdíl mezi vstupním a výstupním měřením u každého parametru, pro posouzení míry jejich změny (průměr, medián, minimum, maximum, směrodatná odchylka).

Z důvodu malého počtu probandů byly využity neparametrické testy. Pomocí Wilcoxonova párového testu se hodnotila změna všech parametrů za dobu hospitalizace a Spearmanovou korelací se hodnotil vztah mezi klinickými chůzovými testy a posturografickým vyšetřením.

4 VÝSLEDKY VÝZKUMU

Kapitola je věnována zpracování dat dílčích měření a vyhodnocení výsledků. Uvedené podkapitoly interpretují výsledky jednotlivých výzkumných otázek.

4.1 Výsledky k výzkumné otázce č. 1

Zlepší se posturální stabilita a reaktibilita u pacientů po iCMP za dobu hospitalizace na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc?

Výzkumná otázka byla řešena ve 2 hypotézách (H_{01} a H_{02}). Hodnoceny byly automatické reakce (MCT) a aktivní přenos COG předem definovaným směrem (LOS) pomocí posturografu firmy NeuroCom. Testování vybraných parametrů jednotlivých testů proběhlo na začátku a konci hospitalizace.

Pro MCT byly hodnoceny parametry *WS*, *LL*, *LR*, *ASL*, *ASR*, *SS* pro směry vpřed a vzad ve 3 rychlostech (nízká, střední, vysoká) a průměr všech hodnot *Latency* v jednom měření. Přičemž u parametrů *WS* a *SS* dosahujících hodnot 0-200 % byla od výsledku odečtena hodnota 100, pro stanovení míry zatížení dolních končetin a následně vypočítána absolutní hodnota. Výsledné číslo udává vzdálenost od symetrie zatížení dolních končetin v %.

Pro LOS byly hodnoceny parametry *MVL*, *EPE*, *MXE* a *DCL* pro směry vpřed, vzad, vpravo, vlevo a průměr všech směrů.

Statistická významnost byla spočítána pomocí Wilcoxonova párového testu na hladině statistické významnosti (p) rovné 0,05.

Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 1

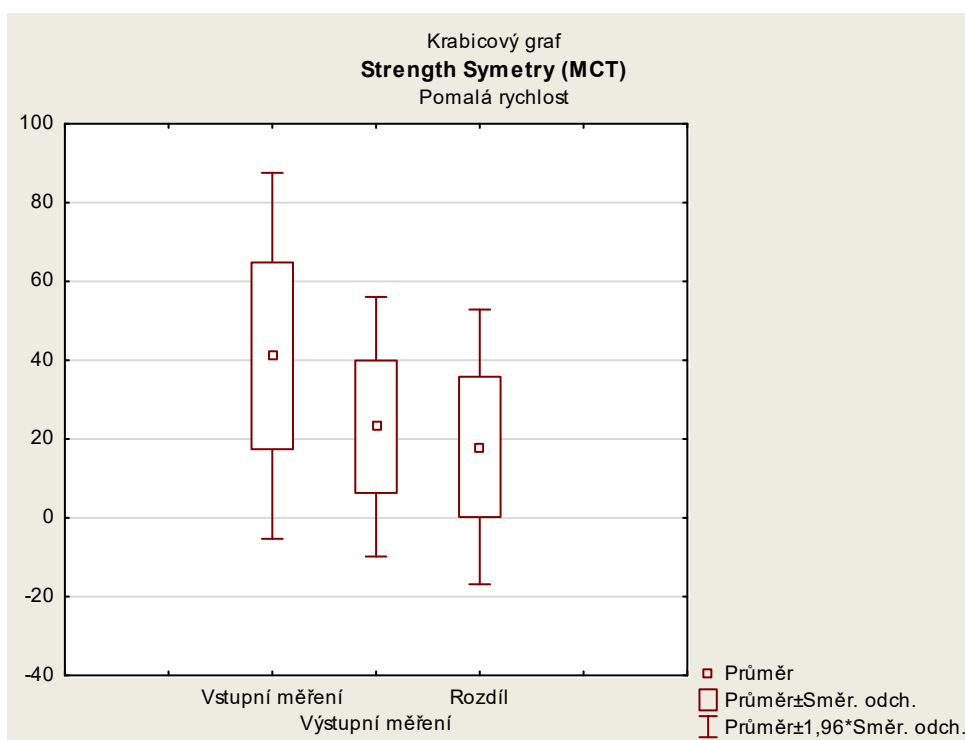
a) Komentář k H_{01} : Během vstupního a výstupního měření nedošlo v MCT u pacientů po CMP ke změně jednotlivých parametrů.

Wilcoxonův párový test pro testování hypotézy H_{01} udává signifikantní rozdíl pro parametr *SS* při nízké rychlosti translace plošiny vzad ($p = 0,027993$), viz. tabulka 2 (strana 31). Tento parametr hodnotí míru symetrie odporu těla proti posunu plošiny a je udáván v procentech.

Tabulka 2 Výčet signifikantních výsledků pro MCT

Motor Control Test (vstupní x výstupní měření)						
Popisná statistika a Wilcoxonův párový test						
Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05000$						
Parametr	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p-hodnota
Nízká rychlost translace plošiny vzad						
Strength Symmetry	7	18,0000	19,5000	-7,000	50,0000	17,79245

Hodnoty vstupního, výstupního měření a jejich rozdílů pro signifikantní parametr jsou znázorněny pomocí krabicového grafu (obrázek 7). Zde je patrné průměrné zlepšení symetrie odporu těla o 18 %. Ostatní parametry MCT nevykazují významný rozdíl mezi začátkem a koncem hospitalizace (příloha 4). Nulovou hypotézu můžeme částečně zamítnout.



Obrázek 7 Grafické znázornění parametru Strength Symmetry pro pomalou rychlost translace plošiny (v %)

b) Komentář k H_0 2: Během vstupního a výstupního měření nedošlo v testu LOS u pacientů po CMP ke změně jednotlivých parametrů.

Testování hypotézy H_02 za pomoci Wilcoxonova párového testu udává signifikantní rozdíl pro parametry *MVL Vlevo* ($p = 0,017291$), *EPE Vpravo* ($p = 0,029975$) a *MXE Vpravo* ($p = 0,049951$), viz. tabulka 3. Tedy parametr *MVL* při přesunu COG vlevo se zvýšil o průměrnou hodnotu $1,125^\circ/s$, *EPE Vpravo* se průměrně zvýšil o 11,5 % a *MXE* se průměrně zvýšil o 9,375 %. Graficky znázorněno v příloze 5.

Ostatní parametry LOS nevykazují signifikantní změny na začátku a na konci hospitalizace (příloha 6). Nulovou hypotézu můžeme částečně zamítnout.

Tabulka 3 Výčet signifikantních výsledků pro LOS

Limits of Stability (vstupní x výstupní měření) Popisná statistika a Wilcoxonův párový test							
Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05000$							
Směr translace těla	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p-hodnota
Parametr: Movement Velocity							
Vlevo	8	1,12500	1,15000	-0,4000	2,30000	0,96177	0,017291
Parametr: Endpoint Excursion							
Vpravo	8	11,50000	12,00000	-6,0000	24,00000	10,07118	0,029975
Parametr: Maximum Excursion							
Vpravo	8	9,37500	7,50000	-4,0000	29,00000	11,13473	0,049951

4.2 Výsledky k výzkumné otázce č. 2

Zvýší se rychlost chůze u pacientů po iCMP za dobu hospitalizace na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc?

Výzkumná otázka byla řešena za pomoci 2 hypotéz (H_03 a H_04). Hodnotila se změna průměrné rychlosti chůze v testech 10MWT a TUG na začátku a na konci hospitalizace.

Pro ověření nulových hypotéz byl využit Wilcoxonův párový test. Hladina statistické významnosti (p) se stanovila na hodnotu 0,05.

Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 2

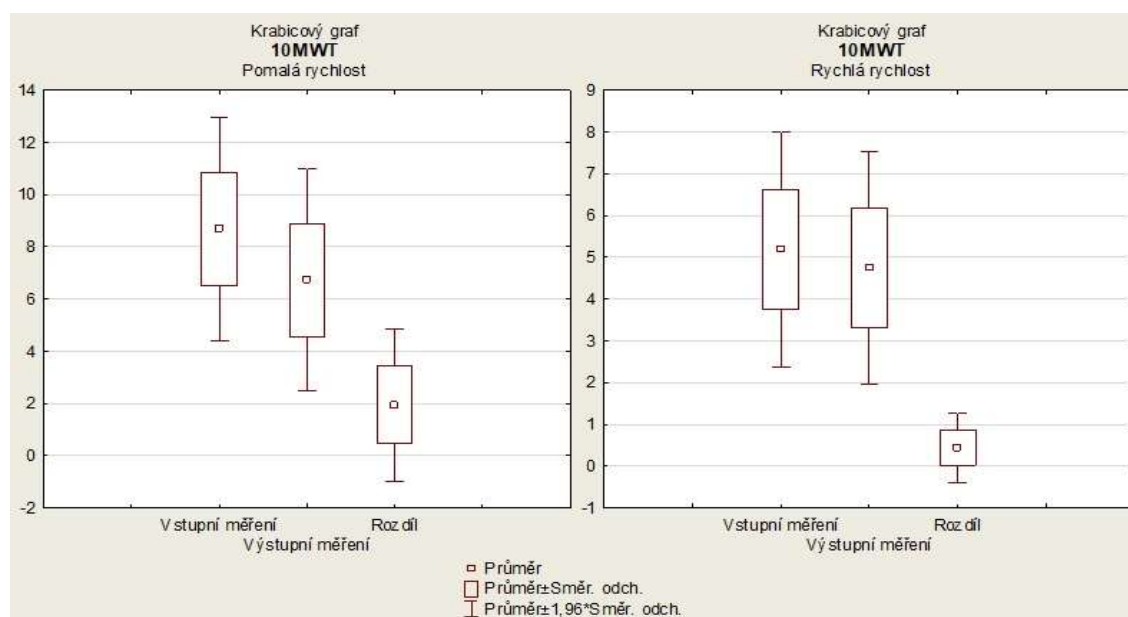
a) Komentář k H_03 : Během vstupního a výstupního měření nedošlo v testu 10MWT u pacientů po CMP ke změně průměrného času pro jednotlivé rychlosti.

Použitím Wilcoxonova párového testu pro ověření H_03 byl prokázán signifikantní rozdíl v pomalé chůzi ($p = 0,017291$) i rychlé chůzi ($p = 0,035693$), viz. tabulka 4 (strana 33).

Tabulka 4 Statistické testování průměrů rychlosti chůze v 10MWT (vstupní x výstupní měření)

10MWT (vstupní x výstupní měření)							
Popisná statistika a Wilcoxonův párový test							
Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05000$							
Rychlost chůze	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p-hodnota
Pomalá	8	1,942917	1,598333	-0,153333	4,396667	1,495666	0,017291
Rychlá	8	0,439583	0,470000	-0,186667	1,030000	0,421947	0,035693

V testování pomalé rychlosti chůze došlo k průměrnému zrychlení o 1,94 sekundy a v rychlé chůzi k průměrnému zrychlení o 0,44 sekundy. Hodnoty vstupního, výstupního měření a jejich rozdílu jsou zobrazeny krabicovým grafem (obrázek 8). Jelikož je hodnota p pro obě rychlosti nižší než 0,05, můžeme za těchto okolností nulovou hypotézu zamítnout. Tedy u pacientů po CMP dochází ke zrychlení chůze v testu 10MWT v obou rychlostech.



Obrázek 8 Grafické znázornění signifikantních výsledků 10MWT (v sekundách)

b) Komentář k H_04 : Během vstupního a výstupního měření nedošlo v testu TUG u pacientů po CMP ke změně průměrného času.

Testováním H_04 pomocí Wilcoxonova párového testu nebyl prokázán signifikantní rozdíl mezi vstupním a výstupním měření. Hodnota p byla větší než 0,05 ($p = 0,068704$), tzn. že nulovou hypotézu nemůžeme zamítnout. Z toho plyne, že u pacientů po CMP nedošlo v testu TUG ke změně průměrného času za dobu hospitalizace. Více v tabulce 5 (strana 34).

Tabulka 5 Statistické testování průměrů rychlosti chůze v TUG (vstupní x výstupní měření)

TUG (vstupní x výstupní měření) Popisná statistika a Wilcoxonův párový test							
Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05000$							
Test	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p-hodnota
TUG	8	1,455417	0,813333	-0,723333	4,866667	1,929853	0,068704

4.3 Výsledky k výzkumné otázce č. 3

Má změna rychlosti chůze vztah k posturální stabilitě a reaktibilitě u pacientů po iCMP?

Výzkumnou otázkou č. 3 se zabývala H_05 . Byla hodnocena závislost mezi signifikantními změnami parametrů posturografu a signifikantními změnami parametrů průměrný čas v klinických chůzových testech, prokázané z předchozích hypotéz (H_01 - H_04). Pro posturograf v testu MCT byly hodnoceny parametry *SS – Pomalu vzad*; v testu LOS parametry *MVL Vlevo*, *EPE Vpravo* a *MXE Vpravo*. Pro klinické chůzové testy parametry *Průměrný čas* pro pomalou i rychlou chůzi.

Statistická významnost byla zjištěna pomocí Spearmanovy korelace na hladině statistické významnosti $p = 0,05$.

Komentář k výsledkům vědecké otázky č. 3

Testování hypotézy H_05 pomocí Spearmanovy korelace neprokázalo signifikantní vztah mezi 10MWT a MCT. Hodnota p pro parametr *10MWT Rychle* x *SS – Pomalu vzad* se blížila hodnotě 0,05, mohla by tedy při změření většího počtu probandů vykazovat statistickou významnost (tabulka 6, strana 35).

Také při hodnocení parametrů 10MWT a LOS neprokázala Spearmanova korelace signifikantní vztah mezi těmito parametry (tabulka 7, strana 35). Za tohoto předpokladu nemůžeme H_05 zamítnout.

Mezi posturografickým měřením a chůzovými klinickými testy neexistuje významná korelace. Proto lze dle výsledků výzkumu tvrdit, že změna rychlosti chůze nemá vztah k posturální stabilitě u pacientů po iCMP. Rozložení všech hodnot pro všechny parametry je patrné na matici bodových grafů a histogramů četností hodnot, viz. příloha 7.

Tabulka 6 Statistické testování vztahu mezi 10MWT a MCT

10MWT x MCT Spearmanova korelace				
Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05000$				
Parametry	Počet platných	Spearman R	t(N-2)	p-hodnota
10MWT Pomalu x Strength Symmetry – Pomalu vzad (MCT)	8	0,476190	1,32647	0,232936
10MWT Rychle x Strength Symmetry – Pomalu vzad (MCT)	8	0,690476	2,33815	0,057990

Tabulka 7 Statistické testování vztahu mezi 10MWT a LOS

10MWT x LOS Spearmanova korelace				
Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05000$				
Parametry	Počet platných	Spearman R	t(N-2)	p-hodnota
10MWT Pomalu x Movement Velocity Vlevo (LOS)	8	0,203596	0,50938	0,628675
10MWT Pomalu x Endpoint Excursion Vpravo (LOS)	8	0,142857	0,35355	0,735765
10MWT Pomalu x Maximum Excursion Vpravo (LOS)	8	0,131739	0,32553	0,755833
10MWT Rychle x Movement Velocity Vlevo (LOS)	8	0,000000	0,00000	1,000000
10MWT Rychle x Endpoint Excursion Vpravo (LOS)	8	-0,500000	-1,41421	0,207031
10MWT Rychle x Maximum Excursion Vpravo (LOS)	8	-0,107786	-0,26557	0,799460

5 DISKUZE

Obsahem této kapitoly je zhodnocení efektu konvenční terapie u pacientů po iCMP, hospitalizovaných na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc, a porovnat výsledky práce s dosavadními studiemi.

Efekt rehabilitace byl posuzován pomocí posturografu firmy NeuroCom a vybranými klinickými chůzovými testy. Pro hodnocení posturálních funkcí bylo využito vyšetření na posturografu, jehož testy simulují každodenní aktivity (Kolářová et al., 2014, p. 12). Klinické testy byly zvoleny pro posouzení rychlosti chůze u pacientů po iCMP.

Vyšetření pomocí všech výše uvedených metod mělo za cíl vytvořit alternativní metodu pro hodnocení posturální stability u pacientů po CMP za pomoci jednoduše realizovatelných a časově nenáročných klinických testů. Tenhle poznatek by mohla využít menší rehabilitační zařízení, která nemají možnost kvantifikovat posturální funkce pomocí drahých zařízení jako je posturograf. Snahou práce bylo nalézt ty posturografické parametry, které mají vztah k hodnoceným parametrům klinických chůzových testů.

Snížená posturální kontrola ve stoji i chůzi je běžným problémem hemiparetických pacientů. Tito pacienti jsou příčinou CMP náchylní k pádům. Kromě prostorové percepce je aktivace vhodného svalového vzoru pro zachování rovnováhy závislá na smyslových a motorických procesech. Tyto procesy mohou být porušeny následkem CMP (Alfeeli et al., 2013, p. 253). Výzkum této práce také potvrzuje zjištění, že některé prvky posturální stability, reaktivity a rychlost chůze mohou být afektovány následkem CMP.

5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Průměrná rychlost změny polohy COP je považována za nejcitlivější parametr pro zjišťování změn v rovnováze u starších pacientů nebo pacientů s neurologickým onemocněním (Mansfield et al., 2011, pp. 312-113; Masani et al., 2014, pp. 946-947). V některých studiích rychlost přesunu COP vykazuje vysokou reliabilitu a validitu v klinické kvantifikaci posturální stability (Cho et al., 2014, pp. 1990-1991). Proto je možné považovat změny tohoto parametru za relevantní pro hodnocení posturální stability u pacientů po CMP.

Pomocí posturografu lze u pacientů po CMP zaznamenat horší posturální funkce ve srovnání s kontrolní skupinou zdravých jedinců. Ve studii, kterou se zabýval Alfeeli et al. (2013, pp. 252-253), bylo zjištěno, že výsledky LOS mohou být u pacientů po CMP horší než

u kontrolní skupiny zdravých jedinců. Hodnoty *MVL*, *EPE*, *MXE* a *DCL* byly výrazně nižší u cílové skupiny. Bezprostředně po rehabilitaci došlo k signifikantním změnám parametrů u pacientů po CMP. Po terapii došlo k významnému zvýšení *MVL*, *EPE* a *MXE* ve srovnání s měření před terapií. U parametru *DCL* nebyly pozorovány signifikantní změny. Tato práce dokazuje bezprostřední efekt rehabilitace na posturální funkce těchto pacientů.

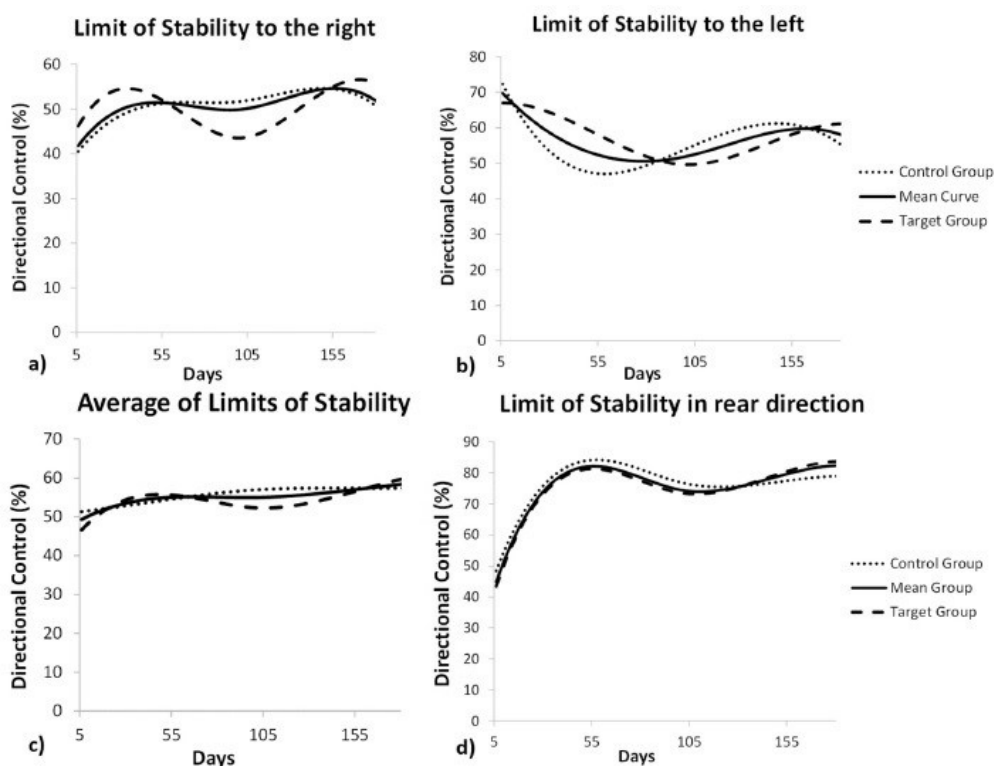
Studie, kterou se zabýval Sánchez-Sánchez et al. (2018, p. 24), zahrnovala měření LOS na 30 pacientech s CMP (cílová skupina – 15 účastníků, kontrolní skupina – 15 účastníků). Kritéria výběru pacientů do studie byla podobná, jako ta, která byla zvolena v této diplomové práci. K určení limitů stability se však využila silová deska Dinascan. Zde lze zaznamenat výrazné zlepšení v *DCL* u obou skupin pacientů, viz. obrázek 9 (strana 38). Pokud jde o LOS doprava (a), u kontrolní i cílové skupin lze zaznamenat na konci intervence mírné zlepšení *DCL*. Naopak je tomu při LOS doleva (b). Oba směry vykazují určitou variabilitu v čase. Průměrné hodnoty *DCL* však vykazují zlepšení kontroly COP a mají lineárnější charakter (c). Nejmarkantnější změny jsou patrné v LOS směrem vzad (d). U obou skupin pacientů s CMP došlo k výraznému zlepšení směrového řízení.

Ve srovnání s výsledky diplomové práce bylo patrné zvýšení *DCL* v LOS, převážně vzad o $21,9 \pm 29,02$ % (průměr \pm směrodatná odchylka), ale výsledky nebyly signifikantně významné ($p = 0,208$).

Zlepšení *DCL* v antero-posteriorní směru je zajímavé, protože podle některých autorů zlepšení kontroly COP v antero-posteriorním směru má velkou souvislost se snížením rizika pádu u starších jedinců (Onambele et al., 2006, p. 2048; Sánchez-Sánchez et al., 2018, pp. 23-24). Zlepšení směrového řízení pohybu má velkou spojitost se zvýšením síly a zlepšením senzomotoriky paretické dolní končetiny (Maciaszek et al., 2014, pp. 1272-1273; Sánchez-Sánchez et al., 2018, p. 24).

Statická a dynamická rovnováha ve frontální rovině může být dalším výhodným ukazatelem posturálních funkcí u pacientů po CMP, neboť právě porucha symetrie zatížení dolních končetiny a porucha přenosu váhy v této rovině (např. při chůzi) je jedním z důsledků CMP. Zlepšení přenosu COP v této rovině je možné zaznamenat po rehabilitační intervenci (Sánchez-Sánchez et al., 2018, p. 24). V diplomové práci byly zaznamenány signifikantní změny pouze v parametrech, které lze měřit ve frontální rovině. MCT prokázal statisticky významné zlepšení parametru *SS* při nízké translaci plošiny vzad. Došlo k symetrizaci odporu těla proti translaci plošiny o $18 \pm 11,87$ % ($p = 0,028$), viz. příloha 4. Test

LOS prokázal statisticky významné zrychlení přesunu COP vlevo (*MVL Vlevo*) o $1,125 \pm 0,96$ %/s ($p = 0,017$). Koncový bod náklonu vpravo (*EPE Vpravo*) vykazuje zlepšení o $11,50 \pm 10,07$ % ($p = 0,030$) a maximální náklon vpravo (*MXE Vpravo*) zlepšení o $9,375 \pm 11,13$ % ($p = 0,049$), viz. příloha 6. Mírné zlepšení ostatních parametrů je dle výsledků práce patrné, jenže nevykazují dostatečnou statistickou významností. Pokud by byl měřený vzorek pacientů větší, možná by byly výsledky více signifikantní.



Obrázek 9 Závislost směrového řízení testu LOS na době rehabilitace. Tečkovaná čára – kontrolní skupina, přerušovaná čára – cílová skupina, plná čára – průměrné hodnoty (Sánchez-Sánchez et al., 2018, p. 23)

Práce, kterou se zabýval Tung et al. (2010, pp. 536–540), potvrzuje zlepšení symetrie zatížení dolních končetin ve frontální rovině při provádění dynamických úkolů. Bylo zaznamenáno zlepšení symetrie zatížení dolních končetin ze 44,8 na 49,8 % (symetrie = 50 %) u 16 pacientů po CMP.

Další práce (Garland et al., 2003, pp. 1753-1756), zabývající se posturální stabilitou v subakutním stádiu CMP, popisuje podobné zlepšení v řízení pohybu COP jako Sánchez-Sánchez et al. (2018, pp. 23-24). Do studie bylo zařazeno 27 pacientů (17 mužů, 10 žen)

ve věku 34-84 let. První měření proběhlo v období do 1 měsíce po prodělání CMP a závěrečné měření po 4 týdnech rehabilitace. Pro zhodnocení COP byl zvolen test Berg Balance Scale (Bergova funkční škála rovnováhy) při stožení na tenzometrické plošině. Všichni pacienti vykazovali zlepšení posturální stability a reaktivity (snížení výchylek COP v klidném stožení, zvýšení rychlosti přesunu COP) po 4týdenní rehabilitační intervenci.

5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

U hemiparetických pacientů je patrná porucha motoriky na postižené straně těla. Jejím výsledkem je porucha až ztráta chůze. Úprava hybnosti hemiparetické strany je jedním z hlavních cílů intervence v rehabilitaci (Buraschi et al., 2018, p. 503).

Nejvíce postiženými činnostmi u pacientů po CMP je chůze, postavení se a posazení na židli. Zmíněné aktivity se považují za jedny z nejdůležitějších, protože doprovází každého jedince v každodenním životě (Faria et al., 2011, p. 461; Lyders et al., 2016, p. 2). Studie prokazují, že výkonnost pacienta lze hodnotit pomocí chůzových klinických testů, jako jsou TUG a 10MWT (Buraschi et al., 2018, p. 503-504; Garland et al., 2003, pp. 1755-1758; Lyders et al., 2016, p. 2; Faria et al., 2011, p. 462; Faria et al., 2013, p. 147).

Hojně využívaným testem pro hodnocení funkční výkonnosti pacienta u široké škály onemocnění je TUG. Test je sestaven z dílčích činností – postavení se, chůze, otočení se a posazení se. Je snadno proveditelný ve srovnání s jinými testy a je možné jej rychle vyhodnotit (Lyders et al., 2016, p. 2).

TUG test byl již použit v několika studiích k posouzení funkčního výkonu a rizika pádu u pacientů trpících CMP (Faria et al., 2011, p. 462; Faria et al., 2013, p. 147; Lyders et al., 2016, p. 2). Reliabilita tohoto testu nebyla prokázána u pacientů v akutní fázi CMP, ale vysoká spolehlivost testu byla zaznamenána u chronických pacientů. Lyders et al. (2016, p. 8) svou studií prokázal relativní a absolutní reliabilitu u pacientů po CMP v subakutní fázi.

K vyhodnocení fyzické výkonnosti u pacientů po CMP a zaznamenání zlepšení po aplikované intervenci je nutné využít spolehlivých testů (Flansbjer et al., 2005, p. 75). Protože je výskyt chyb v měření TUG relativně nízký, může být uvedený test citlivý k detekci i malých změn ve funkčním stavu pacienta (Faria et al., 2013, p. 147; Flansbjer et al., 2005, p. 78; Faria et al., 2011, p. 465; Hiengkaew et al., 2012, p.1205). Právě proto byl využit i v této diplomové práci. Test byl proveden dle standardizované metodiky u všech 8 pacientů s CMP. Výsledky byly posouzeny na hodnotě statistické významnosti $p < 0,05$. Avšak i přes

zaznamenání průměrného zlepšení o $1,46 \pm 1,93$ s nebyla prokázána statistická významnost ($p = 0,069$). Jelikož je TUG velice citlivým testem, je pravděpodobné, že při změření většího počtu probandů by mohla být prokázána statistická významnost. Bylo potvrzeno, že optimální vzorek probandů pro opakovaná měření je 30 a více (Flansbjerg et al., 2005, p. 80).

U některých pacientů bylo zaznamenáno i zhoršení průměrného času TUG. Markantní roli může hrát i velká únava probandů, protože některá z výstupních měření přímo navazovala na rehabilitační terapii.

Zajímavá studie, využívající TUG test, je od Faria et al. (2013, p. 146). 22 pacientů s chronickou CMP bylo rozděleno do 3 skupin podle rychlosti absolvování TUG testu (pomalá – $52,51 \pm 18,84$ s, střední – $20,99 \pm 3,22$ s a rychlá rychlost – $12,76 \pm 2,93$ s). Výsledky jednotlivých skupin byly srovnávány pomocí ANOVY se skupinou 22 zdravých jedinců podobného věku. Bylo prokázáno, že pomalá a středně rychlá skupina má průměrný čas nižší než kontrolní skupina. Rychlá skupina měla výsledky srovnatelné s kontrolní skupinou.

Zajímavější výsledky byly zaznamenány v testu 10MWT. Wilcoxonův párový test o hladině statistické významnosti $p < 0,05$ prokázal signifikantní změny průměrné rychlosti chůze. Pomalá chůze se u pacientů na konci hospitalizace snížila průměrně o $1,94 \pm 1,50$ s a rychlá chůze o $0,44 \pm 0,42$ s. Během měření bylo u jednoho pacienta zaznamenáno zvýšení průměrné rychlosti. Průměrný čas pomalé chůze u něj vzrostl o $0,15$ s a rychlé chůze o $0,19$ s (tabulka 4, strana 33). Na konci výstupního měření však proband zmínil únavu po předchozí rehabilitační terapii.

Jelikož rychlá chůze v 10MWT vyžaduje krátkodobé ale maximální úsilí měřeného, předpokládá se, že může orientačně zhodnotit i globální svalovou sílu a posturální funkce (Dalgas et al., 2012, p. 1168; Ng et Hui-Chan, 2005, pp. 1641, 1644-1646). Dle tohoto poznatku je možné tvrdit, že v diplomové práci bylo prokázáno zlepšení nejen rychlosti chůze, ale i globální svalové síly na konci hospitalizace.

K podobným výsledkům dospěli Garland et al. (2003, p. 1755). U 27 pacientů v subakutní fázi CMP zaznamenali zvýšení rychlosti chůze o 58 %. Vstupní měření proběhlo do 1 měsíce od ataky a závěrečné na konci 4týdenní rehabilitace.

Právě rychlost chůze může být jedním z ukazatelů funkčního stavu pacienta po CMP. Pacienti, u kterých došlo ke zvýšení schopnosti chůze, subjektivně hovoří o zlepšení participace. Proto je možné uvažovat o změně rychlosti chůze jako o referenční hodnotě pro interpretaci efektu rehabilitace u subakutní CMP (Tilson et al., 2010, p. 196-198).

5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Neurální vazby mezi trupem, horní a dolní končetinou během chůze jsou dávno známy, takže jakákoliv porucha souhybu trupu a horních končetin může způsobit poruchu chůze (Buraschi et al., 2018, p. 503; Dietz, 2011, pp. 1406-1407, Dietz et al., 2001, p. 1907). Buraschi et al. (2018, pp. 503-504) dokázal u pacientů s CMP v subakutním stádiu vztah mezi motorikou horní končetiny, hodnocenou funkčním testem QuickDASH, a rychlostí chůze, měřenou TUG a 10MWT. U pacientů s větším motorickým postižením horní končetiny byl naměřen vyšší čas zdolání klinických chůzových testů ve srovnání s pacienty s minimálně postiženou funkcí horních končetin. Tato studie prokazuje, že zdánlivě odlišné metody hodnocení mohou mít úzký vztah. Proto i v této diplomové práci bylo zvoleno testování vztahu mezi posturografií a klinickými chůzovými testy.

Ve studii Ursin et al. (2017, pp. 5-7) bylo zjištěno, že léze pravé i levé hemisféry souvisí s poruchou chůze. Je však známo, že pravá hemisféra integruje senzomotorické informace, které jsou důležité pro správnou funkci posturální aktivity (Titianova et Tarkka, 1995, pp. 243). Dále je důležitá pro prostorovou orientaci, zatímco levá hemisféra spíše pro řízení motoriky (Goto et al., 2009, pp. 61-62; Ursin et al., 2017, pp. 5-6). Léze pravé hemisféry může mít významný klinický dopad na změny tělesného schématu, změny posturálních funkcí, vznik neglect syndromu a vznik vizuomotorického poškození (Lopez et al., 2015, p. 6; Ursin et al., 2017, p. 6).

Lopez et al. (2015, pp. 3-4) neprokázali při analýze parametrů chůze žádný rozdíl v rychlosti u pacientů s lézí pravé a levé hemisféry. Ke stejnému výsledku dospěl Ursin et al. (2017, pp. 5-7), který hodnotil rychlost chůze pomocí TUG.

To může být limitující pro tuto diplomovou práci, protože nebyla brána v potaz strana léze. Pokud dojde k lézi pravé hemisféry, může být rovnováha více porušena, zatímco rychlost chůze nemusí vykazovat velké změny (Ursin et al., 2017, pp. 5-7).

Další studie prokazují, že hemiparetičtí pacienti si kompenzují nedostatečnou rovnováhu zmenšením kroků a tím i zpomalením chůze (Ursin et al., 2017, p. 6; Dettmann et al., 1987, pp. 77, 79-81).

V této diplomové práci bylo hodnoceno, zda má rychlost chůze vztah k posturální stabilitě u pacientů po CMP. Jelikož byla velikost zkoumaného vzorku malá, byly pro hodnocení vztahu využity neparametrické korelační testy. Pro hodnocení vztahů mezi

posturografickými a klinickými chůzovými testy byly zvoleny jen ty parametry, které vykazovaly statistickou významnost na hladině významnosti $p = 0,05$. Z tohoto důvodu nebyl TUG test brán v potaz. Pro MCT a 10MWT byl Spearmanovou korelací ověřen vztah mezi parametrem *10MWT Pomalu* a *SS – Pomalu vzad*, u kterého nebyla nalezena žádná závislost. Dále mezi parametry *10MWT Rychle* a *SS – Pomalu vzad* nebyla nalezena také žádná signifikantní závislost. Pro ověření vztahu LOS a 10MWT se provedla korelace mezi parametry *10MWT Pomalu* a postupně *MVL Vlevo*, *EPE Vpravo* a *EXE Vpravo*. Mezi páry nebyla nalezena žádná signifikantní závislost. Stejně tak se provedla korelace mezi parametry *10MWT Rychle* a postupně parametry *MVL Vlevo*, *EPE Vpravo* a *EXE Vpravo*. Ani zde nebyla mezi jednotlivými páry parametrů nalezena statisticky významná závislost, viz. příloha 7.

Z tohoto výsledku lze usuzovat, že mezi vybranými posturografickými testy a klinickými testy neexistuje statisticky významný vztah. Tedy změna rychlosti chůze nesouvisí se změnou v posturografických parametrech. Což je v rozporu se studií Gerland et al. (2003, pp. 1755-1757), ve které bylo zaznamenáno zlepšení posturálních funkcí a současně rychlosti chůze (měřeno TUG a 10MWT).

Možným důvodem nenalezení vztahu může být malý počet probandů (celkem 8), protože pro studie, zabývající se opakovaným měřením doporučuje Flansbjerg et al. (2005, p. 80) až 4x větší vzorek hodnocených jedinců.

Také zde může být potvrzeno zjištění Ursin et al. (2017, pp. 5-7), Titianova et Tarkka (1995, pp. 243) a Lopez et al. (2015, pp. 3-4), že strana léze závisí na vztahu mezi parametry chůze a parametry posturálních funkcí. Pokud by však došlo k rozdělení probandů na dvě skupiny – CMP levostranná, CMP pravostranná, mohla by být nalezena korelace mezi posturografickým vyšetřením a chůzovými testy.

5.4 Limity studie

Za největší limit studie lze považovat malý vzorek probandů ($n = 8$). Do studie byli zařazeni pouze pacienti přijatí na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc, kteří splňovali daná kritéria stanovená v metodice. Tato kritéria zahrnovala typ CMP, lokalizaci léze (povodí), dobu po proběhlé atace, dobu pobytu na oddělení a funkční stav pacienta. Jelikož po dobu studie pouze 6 pacientů vyhovovalo stanoveným kritériím, bylo nutno prodloužit dobu, před kterou proběhla CMP. Byly tedy měřeny další 2 pacienti, nacházející se v chronické fázi onemocnění.

Dalším limitem, díky kterému mohlo dojít k ovlivnění výsledků studie, by mohla být nedokonalá metodika záznamu pádu při posturografickém vyšetření. Z výsledků měření nebylo možné zjistit, zda naměřený parametr byl roven nule, nebo se zaznamenal pád probanda.

Při závěrečném měření pacientů došlo ve dvou případech k pocitu únavy pacienta. Tato únava se promítla do měření, kde pouhou observací výsledků lze zaznamenat zhoršení průměrných hodnot jednotlivých posturografických parametrů a časů chůzových testů. Negativní změna funkčního stavu nemusela být způsobena nevhodným výběrem rehabilitačních postupů, ale pouhou unaveností pacienta.

Oddělení rehabilitace je vysoce specializované na problematiku CMP a poskytuje intenzivní, specifickou a komplexní rehabilitaci, která zahrnuje rehabilitační systém na neurofyziologickém podkladě. Využívány jsou hodinové terapie s prvky Bobath konceptu, Proprioceptivní neuromuskulární facilitace, Dynamické neuromuskulární stabilizace a jiných. To vše vždy se stejným terapeutem 2–krát denně. Kromě náročné fyzioterapie je součástí léčby ergoterapie, logopedie, trénink chůze na chodícím páse a posturální trénink na posturografu. Celý komplex rehabilitační léčby po čas hospitalizace může být důvodem únavy pacienta a následně zkreslení výsledků měření.

ZÁVĚR

Práce hodnotila efekt rehabilitace u pacientů po iCMP v subakutním stádiu, kteří byli hospitalizováni na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Efekt byl posuzován na základě klinických chůzových testů a posturografického vyšetření. U pacientů bylo prokázáno zvýšení rychlosti chůze na konci hospitalizace pouze v testu 10MWT. V TUG testu se jevil průměrný čas na konci hospitalizace o 1,5 s kratší, ve srovnání se vstupním vyšetření, ale výsledek byl statisticky nevýznamný. V MCT měřeném posturografem bylo zaznamenáno zlepšení pouze v parametru *SS* pro pomalou translaci plošiny vzad. To znamená, že odpor těla proti translaci plošiny se stal více symetrickým než na začátku hospitalizace. V ostatních parametrech MCT nebyla zaznamenána signifikantní změna, ačkoliv při pohledu na změny jednotlivých parametrů je možné pozorovat u některých z nich zlepšení. V LOS bylo zaznamenáno signifikantní zlepšení více parametrů než v MCT - *MVL vlevo*, *EPE Vpravo* a *MXL Vpravo*. U pacientů tedy došlo na konci hospitalizace ke zrychlení přenosu COP doleva, a zvýšilo se vychýlení COP vpravo. Nelze tedy průkazně potvrdit, že by se zlepšily posturální funkce po 14denní rehabilitační intervenci, pouze lze sledovat zlepšení dílčích prvků posturálních funkcí.

V současné době existuje několik studií hodnotících vztah mezi posturální stabilitou a rychlostí chůze, žádná však nehodnotí vztah mezi posturografickým vyšetření (pomocí MCT a LOS) a klinickými chůzovými testy (10MWT a TUG). Cílem bylo vytvořit metodu, která by dokázala hodnotit posturální funkce za pomoci vybraných, časově nenáročných klinických chůzových testů. Toto zjištění by mohlo pomoci rehabilitačním zařízením předpokládat zlepšení posturálních funkcí na základě výsledků klinických testů.

Bohužel práce neprokázala žádný statisticky významný vztah mezi jednotlivými posturografickými parametry a rychlostí chůze. Na tuto práci může navazovat studie, která bude brát v úvahu stranu léze a zahrne větší počet probandů, protože právě malý počet měření a zařazení pravostranných i levostranných CMP může být největším limitem této práce.

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*. 6, 251–254. ISSN 1857-5773.

ASHBURN, A., HYNDMAN, D., PICKERING, R., YARDLEY, L., HARRIS, S. 2008. Predicting people with stroke at risk of falls. *Age and ageing*. 37, 270-276. ISSN 1468-2834.

BARROS DE OLIVEIRA, C., TORRES DE MEDEIROS, I., FROTA, N., A., F., GRETERS, M. E., CONFORTO, A., B. 2008. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 45, 1215-1226. ISSN: 1964–2017.

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

BEATENS, T., DE KEGEL, A., CALDERS, P., VANDERSSTRAETEN, G., CAMBIER, D. 2011. Prediction of falling among stroke patients in rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 43, 876-883. ISSN 1650-1977.

BURASCHI, R., POLLET, J., ALGHISI, B., BELTRAMI, S., PEDERSINI, P., PIOVANELLI, B., NEGRINI, S. 2018. Gait in stroke patients is influenced by upper limb functioning: A quantitative analysis correlating QuickDASH with Instrumented TUG and 10MWT. *Gait & Posture*. 65, 503-504. ISSN 0966-6362.

BURLEIGH, A., L., HORAK, F., B., MALOUIN, F. 1994. Modification of postural responses and step initiation: evidence for goal directed postural interactions. *Journal of Neurophysiology*. 72: 2892-2902. ISSN 0022-3077.

BUTRACH, W., JITPRAPHAI, C., SANGKRAI, S. 2011. Improved function after task specific training therapy in chronic stroke patients. *J Med Assoc Thai*, 86, 579-584. ISSN 2658-1423.

CARVER, T., NADEAU, S., LEROUX, A. 2011. Relation between physical exertion and postural stability in hemiparetic participants secondary to stroke. *Gait Posture*. 33, 615-619. ISSN 1235-1967.

CONCORDIA UNIVERZITY. Perform Operating Document. NeuroCom® SMART EquiTest® [online]. 2017 [cit. 30. 03. 2019]. Dostupné z: <https://perform.concordia.ca/gettingstarted/pdf/compliance/PC-SOP-FA-002-V03%20-%20POSTURE%20AND%20MOVEMENT.pdf>.

COX, M., A., MCKEVITT, CH., RUDD, A., G., WOLFE, CH., D., A. 2006. Socioeconomic status and stroke. *The Lancet Neurology*. 2, 181-188. ISSN 1474-4422.

DE HAART, M., GEURTS, A., C., UIDEKOPER, 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*. 85, 886-895. ISSN 0003-9993.

DENHAM, A., M., J., HALPIN, S., TWYMAN, L., GUILLAUMIER, A., BONEVSKI, B. 2018. Prevent 2nd Stroke: a pilot study of an online secondary prevention program for stroke survivors. *Australian And New Zealand Journal Of Public Health*. 42, 484-490. ISSN 1753-6405.

DETTMANN, M., A., LINDER, M., T., SEPIC, C., B. 1987. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *American journal of physical medicine*. 66, 77-90. ISSN 0002-9491.

DIETZ, V. 2011. Quadrupedal coordination of bipedal gait: implications for movement disorders. *Journal of neurology*. 258, 1406-1412. ISSN 1432-1459.

DIETZ, V., FOUAD, K., BASTIAANSE, C., M. 2001. Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *The European journal of neuroscience*. 14, 1906-1914. ISSN 1460-9568.

ENG, J. J., TANG, P. F. 2007. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert Rev Neurother*. 7, 23-27. ISSN 1417-1436.

FARIA, CH., NETO, M., TEIXEIRA-SALMELA, L., RODRIGUES-DE-PAULA, F. 2011. Performance-based tests in subjects with stroke: Outcome scores, reliability and measurement errors. *Clinical Rehabilitation*. 26, 460-469. ISSN 1477-0873.

- FARIA, CH., TEIXEIRA-SALMELA, F., L., NADEAU, S. 2013. Predicting levels of basic functional mobility, as assessed by the Timed “Up and Go” test, for individuals with stroke: discriminant analyses. *Disability & Rehabilitation*.35, 146-152. ISSN 1464-5165.
- FLANSBJER, U., B., HOLMBACK, 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*. 37, 75-82. ISSN 1651-2081.
- FLANSBJER, U., B., HOLMBÄCK, A., M., DOWNHAM, D., PATTEN, C., LEXELL, J. 2005. Reliability og gait perfomance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of rehabilitation medicine*. 37, 75-82. ISSN 1651-2081.
- GADIDI, V., KATZ-LEURER, M., CARMELI, E., BORNSTEIN, N., M. 2011. Long-term outcome poststroke: predictors of activity limitation and participation restriction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 92, 1802-1808. ISSN 0003-9993.
- GARLAND, S., J., WILLEMS, D., A., IVANOVA, T., D., MILLER, K., J., 2003. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 84, 1753-1759. ISSN 0003-9993.
- GEBRUERS, N., VANROY, C., TRUIJEN, S., ENGELBORGHS, S., DE DEYN, P., P. 2010. Monitoring of physical activity after stroke: a systematic review of accelerometry-based measures. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 91, 288-297. ISSN 0003-9993.
- GOTO, A., OKUDA, S., MATSUOKA, Y., ITO, E., TAKAHASHI, A., SOBUE, G. 2009. Locomotion outcome in hemiplegic patients with middle cerebral artery infarction: the difference between right- and left-sided lesions. *Journal of stroke and cerebrovascular diseases : the official journal of National Stroke Association*. 18, 60-67. ISSN 1532-8511.
- HIENGKAEW, V., JITAREE, K., CHAIYAWAT, P. 2012. Minimal Detectable Changes of the Berg Balance Scale, FuglMeyer Assessment Scale, Timed “Up & Go” Test, Gait Speeds, and 2-Minute Walk Test in Individuals With Chronic Stroke With Different Degrees of Ankle Plantarflexor Tone. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 93, 1201-1208. ISSN 0003-9993.

- HOFHEINZ, M., MIBS, M. 2016. The Prognostic Validity of the Timed Up and Go Test With a Dual Task for Predicting the Risk of Falls in the Elderly. *Gerontology & Geriatric Medicine*. 2, 1-5. ISSN 2333-7214.
- HONG, S., H., IM, S., PARK, G., Y. 2013. The effects of visual and haptic vertical stimulation on standing balance in stroke patients. *Annals of rehabilitation medicine*. 37, 862-870. ISSN 2234-0653.
- HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 35, 7–11. ISSN 1468-2834.
- HORAK, F., B., FRANK, J., NUTT, J. 1996. Effects of Dopamine on Postural Control in Parkinsonian Subjects: Scaling, Set, and Tone. *Journal of Neurophysiology*. 75, 2380-2396. ISSN 0022-3077.
- HORAK, F., B., HENRY, S., M., SHUMWAY-COOK, A. 1997. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical therapy*. 77, 517-533. ISSN 1538-6724.
- HORAK, F., KUO, A. 2000. *Postural Adaptation for Altered Environments, Tasks, and Intention*. In: Winters J.M., Crago P.E. (eds) *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*. New York, Springer. ISBN 978-0-387-94974-1.
- HUTYRA, M., ŠAŇÁK, D., BÁRTKOVÁ, A. TÁBORSKÝ, M. 2011. *Kardioembolizační ischemické cévní mozkové příhody*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3816-1.
- HYNDMAN, D., ASHBURN, A., STACK, E. 2002. Fall events among people with stroke living in the community: circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch Phys Med Rehabil*. 83, 165-170. ISSN 1512-1561.
- CHEN, C., L., CHEN, F., F., LIN, C., H., LOU, S., Z., CHANG, H., Y., YEUNG, K., T. 2015. Effect of anterior ankle-foot orthoses on weight shift in persons with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 96, 1795–1801. ISSN 0003-9993.
- CHEVAN, J., ATHERTON, H., L., HART, M., D., HOLLAND C., R., HOLLAND, C., R., LARUE, B., J., KAUFMAN, R., R. 2013. Non target- and target-oriented functional reach among older adults at risk for falls. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 26. 22–25. ISSN 1256-2544.

- CHO, K., H., LEE, K., J., SONG, C., H.. 2012. Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients. *The Tohoku journal of experimental medicine*. 228, 69-74. ISSN 1349-3329.
- CHO, K., LEE, K., LEE, B., LEE, H., LEE, W. 2014. Relationship between postural sway and dynamic balance in stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*. 26, 1989–1992. ISSN 2187-5626.
- JENKINS, D., B. 2008. Hollinshead's functional anatomy of the limbs and back. *Elsevier Health Sciences*. 25, 2-7. ISSN 1999-1311.
- KARLA, L. 2012. The influence of stroke unit rehabilitation on functional recovery from stroke. *Stroke*. 25, 821-825. ISSN 2358-2144.
- KARNATH, H., O., BROETZ, D. 2003. Understanding and treating “pusher syndrome”. *Physical Therapy*. 83, 1119-1125. ISSN 1538-6724.
- KARNATH, H., O., FERBER, S., DICHGANS, J. 2000. The neural representation of postural control in humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*. 97, 13931-13936. ISSN 1091-6490.
- KIM, J., H. 2012. Functional electrical stimulation applied to gluteus medius and tibialis anterior corresponding gait cycle for stroke. *Gait & posture*, 36, 65-67. ISSN 1752-1698.
- KOLÁŘ, P., et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.
- LACOUR, M., BOREL, L. 1993. Vestibular control of posture and gait. *Archives italiennes de Biologie*. 131, 81–104. ISSN 0003-9829.
- LAMB, S., E., FERRUCCI, L., VOLAPTO, S., FRIED, L., P., GURALNIK, J., M. 2003. Women’s Health and Aging Study. Risk factors for falling in home-dwelling older women with stroke: The Women’s Health and Aging Study. *Stroke*. 34, 494-501. ISSN: 1524-4628.

- LEE, S., K., LEE, S., Y., JUNG, J., M. 2014. Muscle Activity of the Gluteus Medius at Different Gait Speeds. *Journal of physical therapy science*. 26, 1915-1920. ISSN 1476-1912.
- LOPEZ, P., G., LOPES, J., A., BRITO, C., M., ALFIERI, F., M. 2015. Relationships of Balance, Gait Performance, and Functional Outcome in Chronic Stroke Patients: A Comparison of Left and Right Lesions. *BioMed research international*. 25, 1-8. ISSN 2314-6141.
- LYDERS, J., K., DERBY, S., R., SKIBDAL, S., C., MADSEN, J., VINTHER, A. 2016. Absolute and Relative Reliability of the Timed 'Up & Go' Test and '30second Chair-Stand' Test in Hospitalised Patients with Stroke. *Public Library of Science*. 31, 1-14. ISSN 1932-6203.
- MACIASZEK, J., BORAWSKA, S., WOJCIKIEWICZ, J. 2014. Influence of posturographic platform biofeedback training on the dynamic balance of adult stroke patients. *Journal of stroke and cerebrovascular diseases : the official journal of National Stroke Association*. 23, 1269–1274. ISSN 1532-8511.
- MACKO, R., F., IVEY, F., M., FORRESTER, L., W., HANLEY, D., SORKIN, J., D., KATZEL, L., I., SILVER, K., H., GOLDBERG, A., P. 2005. Treadmill exercise rehabilitation improves ambulatory function and cardiovascular fitness in patients with chronic stroke: a randomized, controlled trial. *Stroke*. 36, 2206-2211. ISSN 0039-2499.
- MAKI, B., E., EDMONDSTONE, M. A., MCILROY, W., E. 2000. Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behavior. *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*. 55, M270-M277. ISSN 1079-5006.
- MANSFIELD, A., DANELLS, J., C., INNESS, E., MOCHIZUKI, G., MCLLROY, W. 2011. Between-limb synchronization for control standing balance in individuals with stroke. *Clinical Biomechanics*. 26, 312-117. ISSN 0268-0033.
- MASANI, K., VETTE, A., H., ABE, M., O., NAKAZAWA, K. 2014. Center of pressure velocity reflects body acceleration rather than body velocity during quiet standing. *Gait & Posture*. 39, 946-952. ISSN 0966-6362.
- MAYO, N., E., FELLOWS, L., K., SCOTT, S., C., CAMERON, J., WOOD-DAUPHINE, S. 2009. A longitudinal view of apathy and its impact after stroke. *Stroke*. 40, 3299-3307. ISSN 0039-2499.

- MERCER, V., S. 2009. Effects of an exercise program to increase hip abductor muscle strength and improve lateral stability following stroke: a single subject design. *Journal of geriatric physical therapy*. 32, 6-15. ISSN 1875-1836.
- MILLER, E., L., MURRAY, L., RICHARDS, L., ZOROWITZ, R., D., BAKAS, T., CLARK, P., BILLINGER, S. A. 2010. Comprehensive overview of nursing and interdisciplinary rehabilitation care of the stroke patient: a scientific statement from the American Heart Association. *Stroke*. 41, 2402-2448. ISSN 0039-2499.
- NASHNER, L., M., BLACK, F., O., WALL, C. 1982. Adaptation to altered support and visual conditions during stance: patients with vestibular deficits. *The Journal of neuroscience: the official journal of the Society for Neuroscience*. 2, 536-544. ISSN 1529-2401.
- NECKEL, N., PELLICCIO, M., NICHOLS, D., HIDLER, J. 2006. Quantification of functional weakness and abnormal synergy patterns in the lower limb of individuals with chronic stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 3, 2-8. ISSN 1743-0003.
- NEUROCOM INTERNATIONAL. Balance Manager Systems Technical Specifications: SMART EquiTest. 2008 [cit. 21. 04. 2019]. Dostupné z: https://partners.natus.com/asset/resource/file/newbornicare/asset/2018-04/015368A_SMART_EquiTest_EN-US_lo-res.pdf.
- NG, S., S., HUI-CHAN, W., CH. 2005. The timed up & go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 86, 1641-1647. ISSN 0003-9993.
- NIAM, S., CHEUNG, W., SULLIVAN, P., E., KENT, P., E., KENT, S. 2010. Balance and physical impairments after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 80, 1227–1233. ISSN 2355-1222.
- NYBERG, L., GUSTAVSON, Y. 1995. Patient falls in stroke rehabilitation. A challenge to rehabilitation strategies. *Stroke*. 26, 838-842. ISSN 1524-4628.
- O'DONNELL, M., J., XAVIER, D., LIU, L., ZHANG, H., CHIN, S., L., RAO-MELACINI, P., RANGARAJAN, S., ISLAM, S., PAIS, P., MCQUEEN, M., J., MONDO, C., DAMASCENO, A., LOPEZ-JARAMILLO, P., HANKEY, G., J., DANS, A., L. 2010 Risk factors for ischaemic and intracerebral haemorrhagic stroke in 22 countries (the INTERSTROKE study): A case-control study. *Lancet*. 376, 112-123. ISSN 0140-6736.

- ONAMBELE, G., L., NARICI, M., V., MAGANARIS, C., N., 2006. Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *Journal of applied physiology*. 100, 2048–2056. ISSN 1522-1601.
- PETERKA, R., J. 2002. Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*. 88, 1097-1118. ISSN 1522-1598.
- PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci pro studium a praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1135-5.
- POLLOCK, A. S., DURWARD, B. R., ROWE, P. J., PAUL, J. P 2000. What is balance? *Clinical Rehabilitation*. 2000. 14, 402–406. ISSN 1477-0873.
- PUCKREE, T., NAIDOO, P. 2014. Balance and stability-focused exercise program improves stability and balance in patients after acute stroke in a resource-poor setting. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*. 12, 1081–1087. ISSN 1934-1482.
- RODE, G., TILIKET, C., BOISSON, D. 1997. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 29, 11-16. ISSN 1940-2228.
- ROGERS, M., W., HEDMAN, L., D., PAI, Y., C. 1993. Kinetic analysis of dynamic transitions in stance support accompanying voluntary leg flexion movements in hemiparetic adults. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 74, 19-25. ISSN 0003-9993.
- SÁNCHEZ-SÁNCHEZ, L., M., JUAN-MANUEL, B., L., SILVIA, M., H., VIOSCA-HERREROCK, E., IGUAL-CAMACHOA, C., GISBERT-MORANTA, B. 2018. A new methodology based on functional principal component analysis to study postural stability post-stroke. *Clinical Biomechanics*. 56, 18-26. ISSN 1879-1271.
- SANTOS, M. J., KANEKAR, N., ARUIN, A. S. 2010. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20, 388–397. ISSN 1050-6411.
- SEIDL, Z., OBENBERGER, J. 2004. *Neurologie pro studium a praxi*. Praha: Grada. ISBN 80-247-0623-7.

- SHEFFLER, L., R. 2013. Randomized controlled trial of surface peroneal nerve stimulation for motor relearning in lower limb hemiparesis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 94, 1007-1014. ISSN 1546-1698.
- SHUPERT, CH., L., HORAK, F., B. 1999. Adaptation of postural control in normal and pathologic ageing: implications for fall prevention programs. *Journal of Applied Biomechanics*. 15, 64-74. ISSN 1065-8483.
- SCHMITZ, R., J., RIEMANN, B., J., THOMPSON, T. 2002. Gluteus medius activity during isometric closed-chain hip rotation. *Journal of Sport Rehabilitation*. 11, 179-189. ISSN 1232-1985.
- SILVER, K., H., MACKO, R., F., FORRESTER, L., W., GOLDBERG, A., P., SMITH, G., V. 2000. Effects of aerobic treadmill training on gait velocity, cadence, and gait symmetry in chronic hemiparetic stroke: a preliminary report. *Neurorehabilitation and neural repair*. 14, 65-71. ISSN 1545-9683.
- TAUB, E., USWATTE, G., KING, D., K., MORRIS, D., CRAGO, J., E., CHATTERJEE, A. 2006. A placebo-controlled trial of constraint-induced movement therapy for upper extremity after stroke. *Stroke*. 37, 1045-1049. ISSN 0039-2499.
- 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*. 90, 196-208. ISSN 1538-6724.
- TITIANOVA, E., B., TARKKA, I., M. 1995. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction. *Journal of rehabilitation research and development*. 32, 236-244. ISSN 0748-7711.
- TUNG, F., L., YANG, Y., R., LEE, C., C., WANG, R., Y. 2010. Balance outcomes after additional sit-to-stand training in subjects with stroke: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 24, 533-542. ISSN 1477-0873.
- WINSTEIN, C., J., STEIN, J., ARENA, R., BATES, B., CHARNEY, L., R., CRAMER, C., S., DERUYTER, F., ENG, J., J., FISHER, B., HARVEY, R., L. 2016. Guidelines for Adult Stroke Rehabilitation and Recovery. *Stroke*. 47, 98-169. ISSN 0039-2499.

WINTER, D. A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*. 3, 193-214. ISSN 0966-6362.

YAVUZER, G. 2001. Rehabilitation of stroke patients: clinical profile and functional outcome. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 80, 250-255. ISSN 1258-1657.

YELNIK, A., P., LEBRETON, F., O., BONAN, I., V., COLLE, F., M., MEURIN, F., A., GUICHARD, J., P., VICAUT, E. 2002. *Stroke*. 99, 2247-2253. ISSN 0039-2499.

ZEMKOVA, E., HAMAR, D. 2011. The effect of task-oriented proprioceptive training on parameters of neuromuscular function. *International Posture Symposium "Translation of posture mechanisms for rehabilitation" - Smolenice Castle*. 55, 355-390. ISSN 2516-1496.

SEZNAM ZKRATEK

10MWT	10 Meter Walk Test
a.	arteria
ACA	arteria cerebri anterior
ACM	arteria cerebri media
ACP	arteria cerebri posterior
ASL	Amplitude Scaling Left
ASR	Amplitude Scaling Right
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
COG	Center of Gravity
COM	Center of Mass
COP	Center of Pressure
č.	číslo
DCL	Directional Control
EPE	Endpoint Excursion
iCMP	ischemická cévní mozková příhoda
LL	Latency Left
LOS	Limits of Stability
LR	Latency Right
m.	musculus
MVL	Movement Velocity
MXE	Maximum Excursion
n.	nervus

SS	Strength Symmetry
TUG	Timed Up and Go
WS	Weight Symmetry

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Struktury podílející se na udržování rovnováhy	12
Tabulka 2 Výčet signifikantních výsledků pro MCT	31
Tabulka 3 Výčet signifikantních výsledků pro LOS.....	32
Tabulka 4 Statistické testování průměrů rychlosti chůze v 10MWT.....	33
Tabulka 5 Statistické testování průměrů rychlosti chůze v TUG	34
Tabulka 6 Statistické testování vztahu mezi 10MWT a MCT.....	35
Tabulka 7 Statistické testování vztahu mezi 10MWT a LOS.....	35

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Systémy podílející se na posturální kontrole.....	15
Obrázek 2 Normální a abnormální limity stability	18
Obrázek 3 Modul SMART EquiTest®	22
Obrázek 4 MCT – translace plošiny vpřed a vzad.....	22
Obrázek 5 Anonymizovaný grafický a numerický protokol MCT a LOS.....	23
Obrázek 6 Uložení chodidel na tenzometrickou plošinu	28
Obrázek 7 Grafické znázornění parametru Strength Symmetry pro pomalou rychlost translace plošiny.....	31
Obrázek 8 Grafické znázornění signifikantních výsledků 10MWT	33
Obrázek 9 Závislost směrového řízení testu LOS na době rehabilitace	38

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Záznamový formulář	60
Příloha 2 Informovaný souhlas str.1	61
Příloha 3 Informovaný souhlas str. 2	62
Příloha 4 Statistické testování parametrů MCT	63
Příloha 5 Grafické znázornění signifikantních parametrů LOS	64
Příloha 6 Statistické testování parametrů LOS	65
Příloha 7 Matice bodových grafů a histogramy četností hodnot.....	66

Příloha 1 Záznamový formulář

Jméno:..... **Pořadové číslo měření:**

Věk: **Výška:** **Hmotnost:**

Vzdělání: ZŠ SŠ VŠ

Léze - Povodí:..... **Strana:**.....

Datum ataky:.....

Neurologická intervence: ano x ne

(IVT, botox)

Hodnocení chůze

	1. Měření	2. Měření
datum		
FAC (4-6)		
Kompenzační pomůcky pro chůzi		
Jiné kompenzační pomůcky		

Zhodnocení chůze dle FAC

4	Supervize	<ul style="list-style-type: none"> Chůze po rovném povrchu bez manuálního kontaktu jiné osoby Vyžaduje dohled 1 osoby (např. u kognitivní poruchy, kardiovaskulárního onemocnění atd.)
5	Nezávislost, rovný povrch	<ul style="list-style-type: none"> Pacient, který zvládá sám chůzi po rovném povrchu Asistenci nebo supervizi vyžaduje na nerovném povrchu (schody, terén)
6	Nezávislost, nerovný povrch	<ul style="list-style-type: none"> Pacient schopen samostatné chůze i na nerovném povrchu (schody, terén)



Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce - Hodnocení posturálních funkcí u pacientů po cévní mozkové příhodě

Období realizace: leden 2019 – duben 2019

Řešitelé projektu: Bc. Tomáš Látal

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je zhodnotit efekt terapie u pacientů po cévní mozkové příhodě. Pro účely projektu bude testována rychlost a koordinace chůze standardizovanými klinickými testy Timed Up and Go (včetně varianty s kognitivním úkolem) a 10 metrového testu chůze. Dále bude hodnocena stabilita stoje za měnících se senzorických podmínek na posturografu NeuroCom. Hodnoceny budou testy Motor Control Test a Limits of Stability. Během testování chůze budete požádán/a, abyste překonal/a vzdálenost 10 metrů pomalou a poté rychlou chůzí. Dále překonal/a rychlou chůzí vzdálenost 3 metrů nejprve bez kognitivního úkolu a poté s ním. Během testování na posturografu budete požádán/a, abyste zaujal/a předem definovaný stoj, měření se realizuje v záchranné vestě. Předpokládaná celková doba celého testování je 20-30 minut. Z účasti na projektu pro Vás nevyplývají možná zdravotní ani jiná rizika a v průběhu měření můžete kdykoliv vyjádřit nesouhlas s jeho průběhem a měření bude ukončeno. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Příloha 3 Informovaný souhlas str. 2

Prohlášení účastníka výzkumu

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

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

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

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

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

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

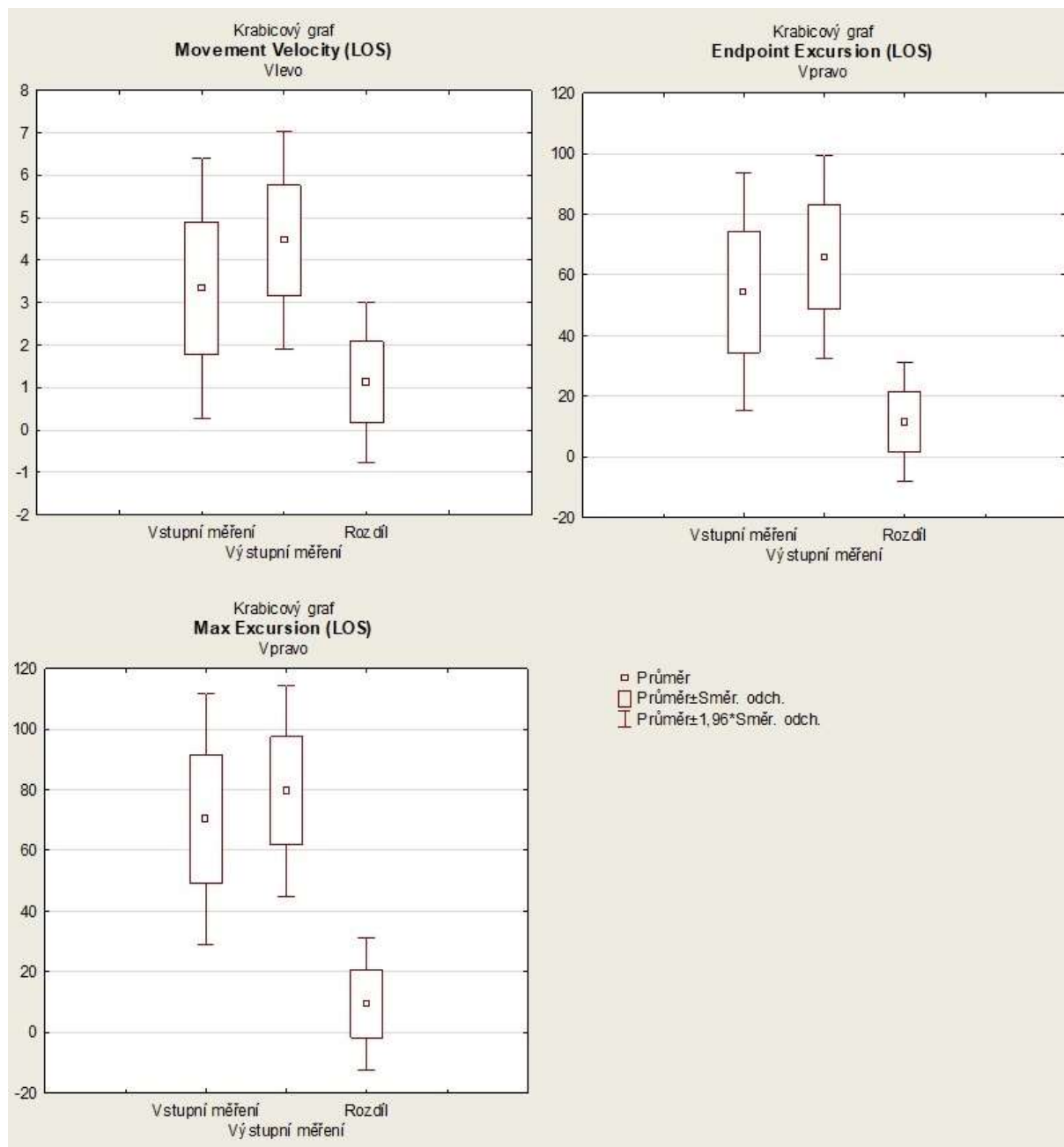
V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____

Příloha 4 Statistické testování parametrů MCT (vstupní x výstupní měření)

Motor Control Test (vstupní x výstupní měření)							
Popisná statistika a Wilcoxonův párový test							
Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05000$							
Parametr	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p-hodnota
Nízká rychlost translace plošiny vzad							
Weight Symmetry	8	4,0000	-1,0000	-5,000	31,0000	11,86833	0,726286
Latency Left	5	30,0000	0,0000	-30,000	230,0000	83,15218	0,418493
Latency Right	7	2,5000	-5,0000	-20,000	50,0000	26,04940	0,932647
Amplitude Scaling Left	6	0,2500	-0,5000	-2,000	6,0000	2,49285	0,674987
Amplitude Scaling Right	8	-1,5000	-2,0000	-3,000	2,0000	1,60357	0,058708
Strength Symmetry	7	18,0000	19,5000	-7,000	50,0000	17,79245	0,027993
Střední rychlost translace plošiny vzad							
Weight Symmetry	8	3,8750	-3,0000	-9,000	23,0000	13,59031	0,674424
Latency Left	5	-28,7500	0,0000	-220,000	10,0000	77,90791	0,345232
Latency Right	5	1,2500	0,0000	-10,000	30,0000	13,56203	1,000000
Amplitude Scaling Left	7	1,5000	1,0000	-2,000	6,0000	2,32993	0,108320
Amplitude Scaling Right	5	0,8750	0,0000	-1,000	4,0000	2,03101	0,345232
Strength Symmetry	7	4,1250	1,5000	-7,000	24,0000	10,00625	0,310495
Rychlá rychlost translace plošiny vzad							
Weight Symmetry	7	7,1250	2,5000	-12,000	29,0000	17,04982	0,398025
Latency Left	4	-27,5000	0,0000	-200,000	20,0000	71,06335	0,273323
Latency Right	8	-17,5000	-10,0000	-130,000	10,0000	46,52188	0,400815
Amplitude Scaling Left	8	1,0000	1,0000	-2,000	5,0000	2,32993	0,293622
Amplitude Scaling Right	7	0,0000	-0,5000	-5,000	5,0000	3,20713	0,932647
Strength Symmetry	7	12,7500	13,5000	-4,000	28,0000	14,55777	0,090970
Nízká rychlost translace plošiny vpřed							
Weight Symmetry	8	3,5000	-1,5000	-15,000	30,0000	16,92842	0,674424
Latency Left	3	32,5000	0,0000	-30,000	170,0000	71,46428	0,285050
Latency Right	5	5,0000	5,0000	-130,000	140,0000	72,30886	0,345232
Amplitude Scaling Left	6	0,8750	0,0000	-1,000	6,0000	2,47487	0,529369
Amplitude Scaling Right	7	0,7500	1,0000	-4,000	3,0000	2,12132	0,236724
Strength Symmetry	8	10,6250	10,0000	-16,000	42,0000	19,45645	0,207579
Střední rychlost translace plošiny vpřed							
Weight Symmetry	8	6,5000	0,5000	-17,000	28,0000	16,44906	0,483840
Latency Left	6	21,2500	0,0000	-50,000	220,0000	82,53787	0,916512
Latency Right	5	0,0000	0,0000	-40,000	60,0000	28,78492	0,787407
Amplitude Scaling Left	6	1,0000	0,5000	-2,000	5,0000	2,26779	0,248865
Amplitude Scaling Right	8	-0,0000	0,0000	-4,000	4,0000	2,92770	1,000000
Strength Symmetry	8	4,0000	2,0000	-28,000	33,0000	18,53953	0,483840
Vysoká rychlost translace plošiny vpřed							
Weight Symmetry	7	7,0000	5,0000	-15,000	30,0000	14,26284	0,176297
Latency Left	7	22,5000	5,0000	-20,000	110,0000	47,13203	0,352543
Latency Right	6	13,7500	0,0000	-20,000	90,0000	37,39270	0,600180
Amplitude Scaling Left	7	1,6250	0,5000	-2,000	6,0000	3,24863	0,310495
Amplitude Scaling Right	8	0,5000	1,0000	-3,000	4,0000	2,39046	0,575403
Strength Symmetry	7	6,0000	-1,0000	-13,000	40,0000	17,21295	0,612090
Latency Left + Right ve všech rychlostech							
Průměr Latency	7	1,5000	-0,5000	-11,000	17,0000	9,13392	0,799846

Příloha 5 Grafické znázornění signifikantních parametrů LOS



Příloha 6 Statistické testování parametrů LOS (vstupní x výstupní měření)

Limits of Stability (vstupní x výstupní měření)							
Popisná statistika a Wilcoxonův párový test							
Vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05000$							
Směr translace těla	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka	p-hodnota
Parametr: Movement Velocity							
Vpřed	7	0,70000	0,40000	-0,6000	3,30000	1,21538	0,128191
Vzad	7	0,80000	0,90000	-0,4000	2,20000	0,95618	0,062980
Vpravo	8	0,58750	0,55000	-1,5000	2,50000	1,57882	0,326990
Vlevo	8	1,12500	1,15000	-0,4000	2,30000	0,96177	0,017291
Průměr	8	0,71250	0,70000	-0,7000	1,80000	0,88065	0,068704
Parametr: Endpoint Excursion							
Vpřed	7	2,25000	-0,50000	-11,0000	41,00000	16,52487	0,735317
Vzad	8	11,37500	8,50000	-12,0000	36,00000	16,10623	0,092893
Vpravo	8	11,50000	12,00000	-6,0000	24,00000	10,07118	0,029975
Vlevo	8	6,62500	3,50000	-20,0000	43,00000	19,81296	0,326990
Průměr	8	5,87500	4,00000	-8,0000	24,00000	10,74958	0,183432
Parametr: Maximum Excursion							
Vpřed	8	2,75000	5,00000	-17,0000	22,00000	11,99702	0,528613
Vzad	7	17,12500	13,50000	-12,0000	53,00000	20,95872	0,062980
Vpravo	8	9,37500	7,50000	-4,0000	29,00000	11,13473	0,049951
Vlevo	7	9,25000	8,50000	-16,0000	38,00000	19,17402	0,236724
Průměr	8	7,62500	3,50000	-4,0000	26,00000	10,78276	0,107329
Parametr: Directional Control							
Vpřed	8	-6,00000	-3,00000	-33,0000	21,00000	18,42359	0,483840
Vzad	8	21,87500	11,50000	-5,0000	69,00000	29,02431	0,207579
Vpravo	7	3,87500	1,50000	-15,0000	34,00000	14,68174	0,498963
Vlevo	7	4,12500	7,50000	-20,0000	18,00000	12,68787	0,398025
Průměr	7	0,16667	1,50000	-19,0000	14,33333	11,57858	0,735317

Příloha 7 Matice bodových grafů a histogramy četností hodnot

