

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Bc. Veronika Ševčíková

Posturální kontrola u pacientů po cévní mozkové příhodě

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jiří Stacho

Olomouc 2022

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Posturální kontrola u pacientů po cévní mozkové příhodě

Název práce v AJ: Postural control in stroke patients

Datum zadání: 31. 1. 2021

Datum odevzdání: 18. 7. 2022

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav klinické rehabilitace

Autor práce: Bc. Veronika Ševčíková

Vedoucí práce: Mgr. Jiří Stacho

Oponent práce: Mgr. Jana Slováková

Abstrakt v ČJ

Úvod: Posturální kontrola je významnou podmínkou pro realizaci jakéhokoliv volního pohybu a pro výkon prakticky všech aktivit denního života. U pacientů po cévní mozkové příhodě je však posturální kontrola často porušena. Jsou proto zkoumány možnosti rehabilitační léčby a jejího vlivu na obnovu posturálních funkcí.

Cíl: Objektivizovat vliv rehabilitační léčby na posturální kontrolu u pacientů v subakutním stádiu po ischemické cévní mozkové příhodě. Zhodnotit vztahy mezi výsledky posturografických a klinických testů.

Metodika: Výzkumu se zúčastnilo 7 pacientů v subakutním stádiu po ischemické cévní mozkové příhodě. Vstupní měření bylo provedeno, jakmile pacient ovládal samostatnou chůzi, výstupní měření bylo provedeno při ukončení hospitalizace. K posturografickému měření byl použit posturograf NeuroCom® (modul Smart Equitest System), na němž proband absolvoval testy Motor Control Test a Limits of Stability. Následně absolvoval ještě klinické testy Time Up and Go a 10 Meter Walk Test.

Výsledky: Signifikantní změny byly zaznamenány v dílčích parametrech obou posturografických testů: Motor Control Test (absolutní hodnota parametru *Weight Symmetry*), Limits of Stability (parametry *Directional Control* a *Maximum Excursion*). Z klinických chůzových testů byla signifikantní změna zaznamenána v testu Time Up and Go.

Závěr: V průběhu rehabilitační léčby došlo u pacientů v subakutním stádiu po ischemické cévní mozkové příhodě ke zlepšení dílčích prvků dynamické posturální kontroly.

Abstrakt v AJ

Background: Postural control is an important requirement for realisation of any voluntary movement and for performance of almost all activities of daily living. However, stroke patients often have impairments in postural control. This is the reason why possibilities of rehabilitation treatment and its effect on restoration of stroke patients' postural functions are being explored.

Objective: To investigate the effect of rehabilitation treatment on postural control of stroke patients in subacute phase. Assess relationships among results of posturographic and clinical tests.

Methods: Seven patients in subacute phase after ischemic stroke were included. Initial measurement was performed in the moment when the patient was able to walk independently. Final measurement was done when patient was discharged from hospital. For posturographic assessment was used posturograph NeuroCom® (Smart Equitest System) in which the patient went through Motor Control Test and Limits of Stability test. Afterwards, the patient was evaluated by the clinical tests Time Up and Go and 10 Meter Walk Test.

Results: Significant changes were detected in some parts of parameters of both posturographic tests: Motor Control Test (absolute value of parameter *Weight Symmetry*), Limits of Stability (parameters *Directional Control* a *Maximum Excursion*). In clinical gait tests, a significant change was measured in Time Up and Go.

Conclusion: Partial elements of dynamic postural control were improved during rehabilitation treatment in patients in subacute phase after ischemic stroke.

Klíčová slova v ČJ: cévní mozková příhoda, posturální kontrola, balance, posturální stabilita, posturální funkce, chůze, posturografie, Motor Control Test, limity stability, Time Up and Go, 10 Meter Walk Test, rehabilitace

Klíčová slova v AJ: stroke, postural control, balance, postural stability, postural function, gait, posturography, Motor Control Test, limits of stability, Time Up and Go, 10 Meter Walk Test, rehabilitation

Rozsah: 95 stran, 12 příloh

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Jiřího Stacha a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

V Olomouci dne

Podpis:

Poděkování

Chtěla bych na tomto místě poděkovat Mgr. Jiřímu Stachovi za jeho ochotu, trpělivost, cenné rady, odborné vedení a čas, které mi věnoval při tvorbě této práce. Dále děkuji Mgr. Haně Haltmar za podporu při realizaci výzkumné části práce a také Mgr. Kateřině Langové Ph.D. za rady při statistickém zpracování dat. V neposlední řadě patří velký dík mému manželovi, rodině a přátelům za jejich podporu a motivaci, a to jak při psaní této práce, tak i v průběhu celého mého studia.

Obsah

ÚVOD	9
1 PŘEHLED POZNATKŮ	11
1.1 Cévní mozková příhoda	11
1.1.1 Definice	11
1.1.2 Epidemiologie	11
1.1.3 Dělení	12
1.1.4 Ischemická cévní mozková příhoda	12
1.1.5 Klinický obraz ischemie v povodí arteria cerebri media.....	13
1.2 Posturální kontrola	13
1.2.1 Vymezení pojmů	13
1.2.2 Systémy posturální kontroly	15
1.2.3 Řízení posturální kontroly	16
1.2.4 Senzorická integrace	18
1.2.5 Automatické posturální reakce.....	18
1.2.6 Posturální strategie	19
1.3 Posturální kontrola po cévní mozkové příhodě	21
1.3.1 Asymetrické zatížení dolních končetin	22
1.3.2 Omezené limity stability	23
1.3.3 Tělesné výchylky při stoji	26
1.3.4 Změny parametrů chůze	26
1.3.5 Obnova posturální kontroly.....	27
1.3.6 Hodnocení posturální kontroly po cévní mozkové příhodě	28
2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY	30
2.1 Cíle práce	30
2.2 Výzkumné otázky a hypotézy	30
3 METODIKA.....	33

3.1	Charakteristika výzkumného souboru	33
3.2	Průběh výzkumu	33
3.3	Použité metody výzkumu.....	34
3.3.1	Motor Control Test.....	34
3.3.2	Limits of Stability.....	35
3.3.3	Time Up and Go Test.....	36
3.3.4	10 Meter Walk Test.....	37
3.4	Statistická analýza dat.....	37
4	VÝSLEDKY VÝZKUMU	38
4.1	Výsledky k vědecké otázce č. 1	38
4.1.1	Ověření platnosti hypotézy H_01	38
4.1.2	Ověření platnosti hypotézy H_02	40
4.1.1	Ověření platnosti hypotézy H_03	40
4.2	Výsledky k vědecké otázce č. 2	40
4.2.1	Ověření platnosti hypotézy H_04	41
4.2.2	Ověření platnosti hypotézy H_05	41
4.2.3	Ověření platnosti hypotézy H_06	43
4.3	Výsledky k vědecké otázce č. 3	44
4.3.1	Ověření platnosti hypotézy H_07	44
4.4	Výsledky k vědecké otázce č. 4	45
4.4.1	Ověření platnosti hypotézy H_08	46
4.5	Výsledky k vědecké otázce č. 5	46
4.5.1	Ověření platnosti hypotézy H_09	46
5	DISKUZE.....	48
5.1	Diskuze k vědecké otázce č. 1	48
5.2	Diskuze k vědecké otázce č. 2	51
5.3	Diskuze k vědecké otázce č. 3	53

5.4	Diskuze k vědecké otázce č. 4	56
5.5	Diskuze k vědecké otázce č. 5	57
5.6	Limity práce	58
5.7	Přínos pro klinickou praxi	59
ZÁVĚR		61
REFERENČNÍ SEZNAM		62
SEZNAM ZKRATEK		76
SEZNAM OBRÁZKŮ		78
SEZNAM TABULEK		79
SEZNAM PŘÍLOH		80
PŘÍLOHY		81

ÚVOD

Člověk se vyvinul a žije pod neustálým působením gravitace. Je tedy přirozené, že se lidstvo nejméně už od dob starověkého Řecka zabývá otázkami týkajícími se interakce zemské přitažlivosti a lidského těla, a tudíž i otázkami ohledně fungování a udržování lidské postury. Nicméně teprve až na začátku 20. století Sherrington a následně další vědci začali uskutečňovat první systematické experimentální studie zabývající se fyziologií řízení posturálních funkcí (Ivanenko a Gurfinkel, 2018, s. 1).

Dnes je již známo, že posturální kontrola je nezbytnou podmínkou pro realizaci jakéhokoliv volního pohybu a pro výkon prakticky všech aktivit denního života (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 158; Puckree a Naidoo in Sánchez-Sánchez et al., 2018, s. 18). O to závažnější je poté fakt, že s poruchami posturální kontroly se po cévní mozkové příhodě (CMP) potýká více než 80 % pacientů (Tyson et al., 2006, s. 30 a 34). S poruchami posturální kontroly se pojí zvýšené riziko pádu, následné omezení pohybové aktivity, sociální deprivace a celkově snížená kvalita života (Tung et al., 2010, s. 534; Buvarp, Rafsten a Sunnerhagen, 2020, s. 2179; Kolářová et al., 2019, s. 14). I z těchto důvodů je CMP stále celosvětově třetí nejčastější příčinou disability a druhou nejčastější příčinou úmrtí, a to navzdory novým objevům v její diagnostice a terapii (Global Health Estimates, 2019). CMP je tak významným problémem, a to nejen medicínským, ale i socioekonomickým (Dufek, 2002, s. 5). Ze závažnosti této problematiky pak vyplývá velké množství otázek týkajících se mimo jiné i role fyzioterapie v léčbě poruch posturálních funkcí. V této souvislosti vznikla v minulosti řada studií zabývajících se účinností a vlivem rehabilitační léčby u pacientů po CMP (Yanohara et al., 2014, s. 1761–1763; Alfeeli et al., 2013, s. 252–253; Huh et al., 2015, s. 997–998). Dalším příspěvkem zkoumající tuto oblast je i tato diplomová práce.

Hlavním cílem této práce je objektivizovat vliv rehabilitační léčby na posturální kontrolu pacientů po ischemické CMP v subakutním stádiu za pomoci vybraných testů posturografie a klinických testů. Druhým stanoveným cílem je pak zhodnocení souvislostí mezi výsledky posturografických testů a klinických chůzových testů. V této práci je využíván posturograf firmy NeuroCom® (modul Smart Equitest System) a jeho testy Motor Control Test (MCT) a Limits of Stability (LOS). Z chůzových testů byly vybrány Time Up and Go Test (TUG) a 10 Meter Walk Test (10MWT).

Při vyhledávání odborných studií a článků byly využity on-line databáze PubMed, EBSCO, Ovid a Science Direct. Použitá klíčová slova byla: stroke, postural control, balance, postural stability, postural function, gait, posturography, Motor Control Test,

Limits of Stability, Time Up and Go, 10 Meter Walk Test, rehabilitation. Na základě vyhledávání bylo v této práci použito 102 odborných článků. Dále pak bylo použito 15 odborných knižních zdrojů. Rešeršní činnost probíhala od května roku 2021 do června roku 2022. Výzkumná část této práce probíhala v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc od srpna roku 2021 do dubna roku 2022.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Cévní mozková příhoda

1.1.1 Definice

Pojem CMP není doposud jednotně definován, a to navzdory globálnímu významu této problematiky a nových poznatků v patofyziologii cerebrovaskulárních chorob (Sacco et al., 2013, s. 2064). World Health Organization (WHO) definuje CMP jako rychle se rozvíjející klinické příznaky ložiskové (či globální) poruchy mozkových funkcí, bez přítomnosti jiných nevasculárních příčin, trvající déle než 24 hodin, nebo vedoucí ke smrti (Aho et al., 1980, s. 114). Ačkoliv je v současnosti tato definice některými autory a organizacemi považována za zastaralou, je stále v praxi značně rozšířená a používaná (Sacco et al., 2013, s. 2066). Z toho důvodu bude i v této práci termín CMP používán ve významu dle definice WHO.

1.1.2 Epidemiologie

Dle WHO byla CMP v roce 2019 celosvětově druhou nejčastější příčinou úmrtí a třetí nejčastější příčinou disability (Global Health Estimates, 2019). Dle Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR (ÚZIS) bylo v ČR v roce 2003 hospitalizováno pro CMP 35 603 osob, celkově zemřelo na CMP 11 418 osob. V roce 2010 bylo pak hospitalizováno pro CMP 30 993 osob, celkově zemřelo na CMP 8 020 osob (viz tabulka 1, s. 11) (ÚZIS ČR, 2012, s. 6).

Tabulka 1 Hospitalizace z důvodu CMP v ČR v letech 2003–2010 (ÚZIS ČR, 2012, s. 6; převzato z Bruthans, 2019, s. 6).

Rok	Hospitalizované osoby			Případy hospitalizace			Průměrná ošetrovací doba	Úmrtí při hospitalizaci		Celkový počet na úmrtí na CMP v ČR		
	muži	ženy	celkem	muži	ženy	celkem		absolutně	na 100 hospitalizovaných	muži	ženy	celkem
2003	17 188	18 415	35 603	21 803	22 782	44 585	14,1	6458	14,5	4609	6809	11 418
2004	16 743	17 746	34 489	21 424	22 473	43 897	14,4	5752	13,1	3915	5564	9479
2005	16 622	17 622	34 244	21 279	22 222	43 501	14,1	5702	13,1	3914	5562	9476
2006	16 249	17 025	33 274	21 010	21 776	42 786	13,6	5271	12,3	3697	5309	9006
2007	15 595	16 516	32 111	20 444	21 202	41 646	13,8	4995	12	3406	4876	8282
2008	15 313	15 799	31 112	19 994	20 261	40 255	13,4	4749	11,8	3302	4802	8104
2009	15 311	16 064	31 375	20 074	20 864	40 938	13,7	4772	11,7	3370	4939	8309
2010	15 380	15 613	30 993	20 544	20 567	41 111	13,6	4581	11,1	3219	4801	8020

Novější přesná epidemiologická data o CMP v ČR jsou obtížněji dohledatelná, neboť ÚZIS od roku 2011 uvádí data o CMP pouze v rámci širší skupiny tzv. cévních onemocnění mozku. V roce 2017 bylo pro cévní onemocnění mozku hospitalizováno 47 536 osob, v roce

2018 pak 45 969 osob a v roce 2019 to bylo 51 250 osob (ÚZIS ČR, 2018, s. 87; ÚZIS ČR, 2019, s. 88; ÚZIS ČR, 2021, s. 45). Jak uvádí Bruthans (2019, s. 6 a 8), dá se předpokládat, že zhruba tři čtvrtiny těchto hospitalizací jsou CMP. Z uvedených dat je tedy velmi pravděpodobné, že z dlouhodobého hlediska dochází postupně ke snížení incidence i mortality CMP v ČR. Navzdory tomu však CMP stále zůstává významným celospolečenským problémem.

1.1.3 Dělení

Obecně jsou rozlišovány dva základní typy CMP: hemoragické a ischemické. Ischemické CMP jsou v přepočtu častější, tvoří až 80 % všech CMP. Podle časového průběhu můžeme u ischemické CMP rozlišovat:

1. tranzitorní ischemickou ataku – u níž dochází k odeznění symptomů do 24 hodin;
2. reverzibilní ischemický neurologický deficit – u něj dochází k odeznění symptomů do 1 až 2 týdnů;
3. vyvíjející se příhodu – s nestabilními symptomy a rozvojem komplikací, které ve výsledku vedou k dokončenému iktu;
4. dokončenou ischemickou příhodu

(Ambler, Bednařík, Růžička et al., 2010, s. 20–25).

1.1.4 Ischemická cévní mozková příhoda

Tento typ CMP vzniká na podkladě poruchy perfuze mozkové tkáně. Za fyziologických podmínek se hodnoty mozkové perfuze pohybují v rozmezí 50–60 ml na 100 g mozkové tkáně za minutu. Pokles perfuze může být do jisté míry kompenzován např. vazodilatací arteriol nebo zvýšeným vychytáváním kyslíku z krve. Avšak při poklesu pod kritickou hodnotu 20 ml na 100 g mozkové tkáně za minutu jsou kompenzační mechanismy vyčerpány a dochází k rozvoji ischemie. Postižené neurony, které se nacházejí v oblasti tzv. ischemického polostínu, mohou zcela obnovit své funkce, pokud je v krátkém čase perfuze obnovena. V opačném případě, kdy perfuze mozkové tkáně stále klesá (pod hodnotu 10 ml), dochází k rozvoji mozkového infarktu a ireverzibilních změn (Šaňák in Kaňovský, Bártková et al., 2020, s. 129; Pfeiffer, 2007, s. 142–143).

Hlavní příčinou ischemie mozkové tkáně je uzávěr tepny v příslušné oblasti. Uzávěr a následná ischemie vzniká nejčastěji jako důsledek aterosklerózy, mikroangiopatie či embolizace. Kardioembolizace, které vznikají často jako důsledek fibrilace síní, jsou pak příčinou téměř poloviny všech ischemických CMP. Nejčastěji k uzávěru dochází v oblasti

arteria cerebri media (Šaňák in Kaňovský, Bártková et al., 2020, s. 130). Z tohoto důvodu byli pro výzkumnou část vybráni pacienti s dokončenou ischemií právě v této oblasti. Následující text je zaměřen detailněji na tuto problematiku.

1.1.5 Klinický obraz ischemie v povodí arteria cerebri media

Při ischemii v oblasti arteria cerebri media dochází k rozvoji hemiparézy či hemiplegie kontralaterálně od místa léze. Více bývá postižena horní končetina, a to zejména akrálně. U těžších postižení může porucha svalového tonu vyústit až v plný obraz tzv. Wernickeovo-Mannova držení, pro které je typické postavení ve spastickém vzorci. Motoricky může být také postiženo mimické svalstvo, a to často ve smyslu kontralaterální centrální parézy n. facialis. Je-li léze lokalizována v dominantní hemisféře, bývá často přítomno i postižení fatických funkcí. Při lézi v nedominantní hemisféře bývá přítomný tzv. neglect syndrom, při němž si pacient svoji poruchu plně neuvědomuje. Dále může být přítomna porucha čítí kontralaterálně a také kontralaterální porucha zraku ve smyslu homonymní hemianopsie (Pfeiffer, 2007, s. 146, Horáček a Kolář in Kolář et al., 2009 s. 387–388; Šaňák in Kaňovský, Bártková et al., 2020, s. 137).

Nutno však podotknout, že vlivem CMP mohou být funkce, a zejména pak ty posturální, poškozeny různou měrou a v různých kombinacích. Z toho pak vyplývá značně variabilní neurologický impairment (Oliveira et al., 2008, s. 1215–1216, 1223). Každý pacient po CMP má tedy do jisté míry unikátní kombinaci posturálních abnormalit (Horak in Oliveira et al., 2008, s. 1218).

1.2 Posturální kontrola

1.2.1 Vymezení pojmů

Ačkoliv definice pojmu posturální kontrola není napříč odbornou literaturou jednotná, řada autorů shodně uvádí, že posturální kontrolu je možné chápat jako soubor neurálních mechanismů (Bizovská et al., 2017, s. 27; Kolářová et al. 2019, s. 14; Carr a Shepherd, 2011, s. 163). Hlavním smyslem těchto mechanismů je řízení posturální stability a posturální orientace (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 158).

Posturální stabilita je schopnost kontrolovat těžiště ve vztahu k opěrné bázi (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 158). Za statických podmínek, např. bipedálním stojem, nastává stabilita v okamžiku, kdy se nachází průmět těžiště v opěrné bázi (Vařeka a Dvořák, 1999, s. 84–85). Vzhledem k tomu, že v lidském těle je těžiště umístěno relativně vysoko a opěrná báze je relativně malá, je lidská postura v podstatě nestabilní (Ivanenko a Gurfinkel, 2018, s. 1).

Proto hlavním účelem těchto dějů je předejít neúmyslnému pádu (Bizovská et al., 2017, s. 23 a 38–39).

V anglicky psané odborné literatuře je hojně využíván pojem „balance“. Tento pojem je možné chápat dvojím způsobem, a to jako funkci nebo jako okamžitý stav (Held in Ragnarsdóttir, 1996, s. 369). Bizovská et al. (2017, s. 23) uvádí, že pojem „balance“ ve smyslu funkce lze do češtiny přeložit termínem „posturální stabilizace“. Balanci míněnou jako momentální stav pak lze označit termínem „posturální stabilita“. Obdobně se o významu a vztahu těchto termínů vyjadřují i další autoři (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 158). Pollock et al. (2000, s. 404) definují posturální kontrolu jako děj udržování, dosažení nebo obnovení balance během jakéhokoliv držení těla nebo vykonávání aktivity. Je tedy zřejmé, že posturální kontrola zahrnuje řízení jak posturální stability, tak posturální stabilizace.

Posturální orientace je schopnost udržovat požadované postavení mezi jednotlivými tělesnými segmenty, a mezi tělem a okolím. Tato schopnost je nezbytná pro vykonání účelného pohybu (Horak a Macpherson in Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 158). Posturální orientace tedy vykonává aktivní kontrolu tělesných segmentů a svalového tonu. To vše s ohledem na působení gravitace, opěrné plochy, sensorických informací a vnitřních dějů (Horak, 2006, s. ii8).

Pro úplnost jsou níže definovány pojmy související s problematikou posturální kontroly, které budou dále používány v textu.

Těžiště, angl. *center of mass* (COM), je definováno jako „působíště tíhové síly, resp. hypotetický bod, vzhledem ke kterému je výsledný moment tíhových sil působících na jednotlivé segmenty daného tělesa roven nule“ (Bizovská et al., 2017, s. 21). Předpokládá se, že COM je klíčovou proměnnou, která je řízena systémem posturální kontroly (Shumway-Cook a Woollacott, 2012, s. 162).

Center of gravity (COG) je vertikální projekcí COM do opěrné báze (Bizovská et al., 2017, s. 21).

Center of pressure (COP) je bod působení vektoru výsledné reakční síly podložky (*ground reaction force*). Je reprezentován váženým průměrem všech tlaků, které působí na kontaktní plochu. Je zcela nezávislý na COM (Winter, 1995, s. 194; Bizovská et al., 2017, s. 21). Údaje o poloze COP je možné získat při měření za použití silových plošin (Benda et al., 1994, s. 3).

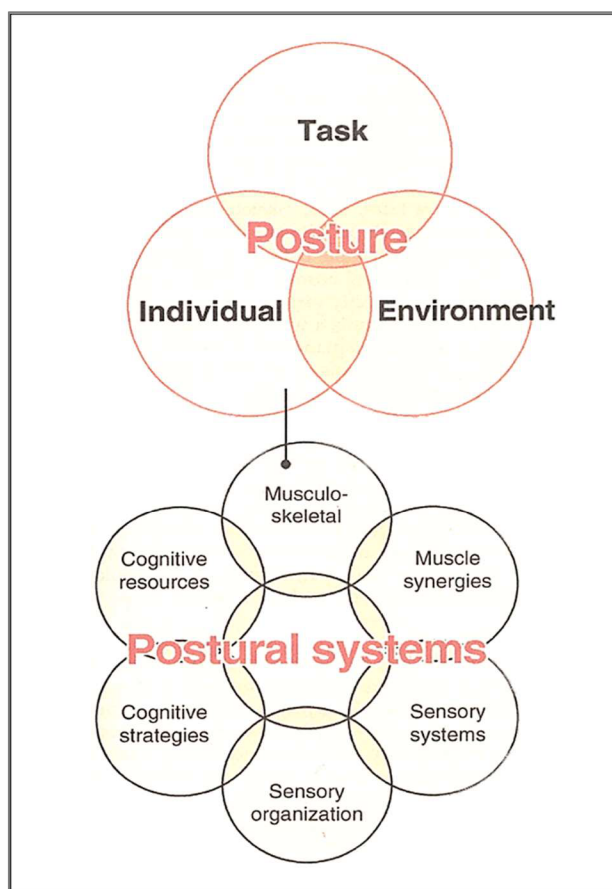
Opěrná plocha, angl. *area of support*, je tou částí podložky, se kterou je tělo v bezprostředním kontaktu. Přes tento kontakt se uskutečňuje opora těla (Bizovská et al., 2017, s. 21; Vařeka a Dvořák, 1999, s. 84).

Opěrná báze, angl. *base of support* (BOS), je plocha, která je vymezena vnějšími hranicemi opěrné plochy či ploch (Bizovská et al., 2017, s. 21; Vařeka a Dvořák, 1999, s. 84).

1.2.2 Systémy posturální kontroly

Dříve byla organizace posturální kontroly popisována v souladu s hierarchickým modelem organizace reflexních reakcí (Bizovská et al., 2017, s. 32). Posturální kontrola byla tedy chápána jako výsledek posturálních reflexů kontrolovaných relativně nízkými úrovněmi centrální nervové soustavy (CNS) (Carr a Shepherd, 2011, s. 164; Ivanenko a Gurfinkel, 2018, s. 5).

Současným pohledem je tzv. systémový přístup, který se vyvinul z Bernsteinova systémového modelu kontroly pohybu (Massion a Woollacott in Bizovská et al, 2017, s. 34). Posturální kontrola vyplývá z komplexní interakce tzv. systémů posturální kontroly, mezi něž se řadí zejména systém muskuloskeletální a neurální. Systémy posturální kontroly se pak spolu s prostředím a funkčním úkolem podílejí na organizaci celkové postury jedince (viz obrázek 1, na s. 15) (Shumway-Cook a Woollacott, 2017, s. 156–157).



Obrázek 1 Schéma systémů posturální kontroly a jejich vztahu k celkové postuře jedince (převzato ze Shumway-Cook a Woollacott, 2017, s. 157).

V posturální kontrole hrají významnou roli jednotlivé komponenty zmíněných systémů. Muskuloskeletálními komponentami jsou např. kloubní rozsah, flexibilita páteře, vlastnosti svalů nebo biomechanické vztahy mezi jednotlivými segmenty. Mezi neurální komponenty se pak řadí tyto:

1. motorické procesy zahrnující organizaci svalů v neuromuskulárních synergiích;
2. senzorické procesy zahrnující organizaci a integraci vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického systému;
3. procesy vyšší nervové činnosti zahrnující např. zajištění anticipačních a adaptačních dějů, nebo vliv soustředění, pozornosti a motivace

(Shumway-Cook a Woollacott, 2017, s. 156; Bizovská et al., 2017, s. 33).

Posturální systémy obvykle fungují na úrovni automatické, tj. nejsou ovládány vůlí jedince. K relativně vědomé posturální kontrole dochází tehdy, když je poškozen některý ze zmíněných systémů, a tudíž když se projeví porucha posturálních funkcí (Horak, 2009, s. 3212), nebo když je posturální stabilita vážně ohrožena (Latash, 2008, s. 212).

1.2.3 Řízení posturální kontroly

Posturální kontroly je dosaženo pomocí dynamické souhry mezi všemi úrovněmi CNS, od spinální míchy až po mozkovou kůru. Všechny mechanismy řízení posturální kontroly však zatím nejsou zcela objasněné (Macpherson a Horak in Kandel, 2013, s. 951 a 954).

Spinální mícha

Funkcemi spinální míchy a její účastí na řízení posturální stability se zabývali například autoři Macpherson a Fung (1999, s. 3066–3080). V jejich studii bylo zkoumáno, zda izolované lumbosakrální provazce spinální míchy u koček s chronickou spinální lézí mohou generovat automatické posturální reakce při pohybu translační plošiny. Bylo zjištěno, že po zotavení po operačním výkonu a následném tréninku byly tyto kočky schopny udržet po krátkou dobu (přibližně 10 sekund) nezávislý stoj v kvadrupedu. Avšak při pohybu translační plošiny byly automatické posturální reakce značně nedostatečné. Pomocí elektromyografie (EMG) bylo zjištěno, že při pohybu plošiny se opožděně aktivovaly extenzorové skupiny zadních končetin, zatímco flexorové skupiny nevykazovaly žádnou aktivitu. Schopnost kontroly posturální stability byla tedy značně omezená. Výsledky studie naznačují, že posturální stabilita není organizována na spinální úrovni, ale že je řízena pomocí vyšších center, například jádry mozkového kmene a mozečkem (Horak a Macpherson in Macpherson, 1999, s. 3080).

Mozkový kmen a mozeček

Předpokládá se, že mozkový kmen a mozeček jsou významnými centry pro děje posturální kontroly, zejména pak pro vykonávání automatických posturálních reakcí a pro integraci sensorických vstupů. Vzruchy pro spuštění automatických posturálních reakcí jsou pravděpodobně vedeny zejména skrze mediální a laterální svazky dráhy retikulospinální (tractus reticulospinalis). Naznačuje to fakt, že léze těchto drah vede k výrazné ataxii a posturální nestabilitě. Naproti tomu léze dráhy kortikospinální nebo rubrospinální má minimální vliv na posturální funkce, ačkoliv silně narušují volní pohyb končetin (Macpherson a Horak in Kandel, 2013, s. 954).

Mozkový kmen se na posturální kontrole podílí jednak regulací posturálního tonu, jednak integrací sensorických informací souvisejících s posturou a posturální stabilitou. Účastní se také anticipační posturální kontroly (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 174) a organizace svalových synergií při automatických posturálních reakcích. Naproti tomu děje spojené s adaptací těchto synergií v reakci na změnu prostředí nebo úkolu se pravděpodobně odehrávají v mozečku (Macpherson a Horak in Kandel, 2013, s. 954).

Na posturální orientaci a stabilitu mají značný vliv oblasti vestibulocerebella a spinocerebella. Léze vestibulocerebella společně s mozkovým kmenem ústí v nedostatečnou kontrolu hlavy a trupu, a v tendenci k odklonu od vertikální osy, a to i při otevřených očích. To zřejmě souvisí s poruchou vnitřní reprezentace posturální kontroly. Léze spinocerebella se projevuje nadměrnými posturálními výchylkami, které se zhoršují se zavřením očí, dále ataxií při chůzi a hypermetrií v posturálních reakcích (Macpherson a Horak in Kandel, 2013, s. 954).

Bazální ganglia a mozeček

Mozeček a bazální ganglia se společně významně uplatňují při procesech adaptace posturální kontroly. Mozeček řídí adaptaci posturálních reakcí v závislosti na měnících se podmínkách prostředí a úkolu. Bazální ganglia jsou zapojená v kontrole posturálního nastavení, tedy schopnosti rychle měnit svalové vzorce při odpovědi na měnící se podmínky (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 174).

Centra mozkové kůry

Většina volních pohybů, které jsou iniciovány v oblastech mozkové kůry, vyžaduje příslušné posturální nastavení. To musí být integrováno s primárním cílem pohybu, a to jak načasováním, tak amplitudou. Kde přesně se tato integrace děje, není zatím zcela zřejmé. Jisté však je, že kortikální oblasti se na posturální kontrole podílí, a to zejména na anticipačním

posturálním nastavení, ale také na automatických posturálních reakcích. S anticipačním posturálním nastavením, které doprovází volní pohyby, pravděpodobně úzce souvisí suplementární motorická oblast (Macpherson a Horak in Kandel, 2013, s. 956–958). Studie autorů Fujimoto et al. (2014, s. 547 a 551) poukazuje na základě výsledků funkční spektroskopie (*functional near-infrared spectroscopy*), že suplementární motorická oblast zaujímá v posturální kontrole člověka významnou roli a je zcela zásadní oblastí při obnově posturální stability u pacientů po CMP. Z tohoto důvodu je považována za potenciální cílovou oblast neuromodulační terapie, např. transkraniální magnetické stimulační, která by napomohla obnově posturálních funkcí po CMP.

V temporoparietální oblasti pravděpodobně probíhá integrace senzitivních informací. Je také známo, že strach z pádu může zvýšit posturální tonus, omezit rozsah výchylek či zvýšit jejich rychlost, nebo pozměnit balanční strategie. Z toho vyplývá, že posturální kontrola, je také silně ovlivněna aktuálním emočním stavem, což poukazuje na vliv limbického systému. Mimo jiné se kortikální oblasti na řízení posturální kontroly podílejí také tehdy, když jsou vykonávány potenciálně destabilizační aktivity (např. chůze po kluzkém povrchu, stoj v jedoucím autobusu). Tehdy se posturální kontrola stává vědomou. V neposlední řadě se pak korové struktury podílejí na procesech učení a zefektivňování posturálních strategií (Macpherson a Horak in Kandel, 2013, s. 956–958).

1.2.4 Senzorická integrace

Pro optimální posturální kontrolu je zcela zásadní efektivně fungující příjem a zpracování senzorických informací (Kolářová et al., 2019, s. 14). Tyto informace jsou získávány zejména ze systému vizuálního, vestibulárního a somatosenzorického. Jejich podíl na posturální kontrole se liší, a to jak mezi jednotlivými jedinci, tak při různých vnitřních či vnějších podmínkách prostředí (Bizovská et al., 2017, s. 28 a 32). Informace z jednotlivých systémů musí být integrovány a vyhodnocovány jako celek, a to z důvodu, že dílčí informace z jednoho systému může být nejednoznačná či zavádějící (Horak, 2009, 3216).

1.2.5 Automatické posturální reakce

Automatické posturální reakce jsou časné a rychlé odpovědi na narušení posturální stability (Bizovská et al., 2017, s. 35). Jsou součástí tzv. reaktivní posturální stability (Subramaniam, Hui-Chan a Bhatt, 2014, s. 1152; Kam et al., 2017, s. 708–709). U člověka jsou automatické posturální reakce spouštěny 70–180 ms po zevním narušení stability. Tyto reakce jsou tedy spuštěny pomaleji než myotatické reflexy (latence 40–50 ms), ale zároveň rychleji

než volní pohyb (latence 180–250 ms) (Bizovská et al., 2017, s. 35; Horak, 2009, s. 3213). Latash (2008, s. 217) označuje tyto reakce jako „před-programované“ a zařazuje je do tzv. korekčních posturálních reakcí. Tyto reakce společně s periferní elasticitou tkání (svalů, šlach ad.) a myotatickými reflexy tvoří pomyslné „obrané linie“ při narušení posturální stability (viz tabulka 2, s. 19).

Tabulka 2 Mechanismy zajištění posturální stability při jejím narušení (upraveno dle Latash, 2008, s. 217).

Mechanismus	Typické časové zpoždění po zevním narušení stability
Anticipační posturální nastavení	<0 ms
Elasticita svalů a šlach	0 ms
Monosynaptické reflexy	30 ms
Polysynaptické reflexy	50 ms
Automatické posturální reakce (předprogramované reakce)	70 ms
Volní aktivita	150 ms

Z délky latence je tedy zřejmé, že automatické posturální reakce nejsou zajišťovány myotatickými reflexy. Tuto myšlenku podporuje také fakt, že při automatických posturálních reakcích dochází k aktivaci svalů v antagonistických svalových skupinách. Jsou tedy aktivovány jak svaly, které jsou při zevní perturbaci protahovány, tak také svaly, které jsou zkracovány, ve smyslu přiblížení začátku k úponu svalu. Naproti tomu myotatické reflexy jsou spouštěny pouze ve svalech, u kterých došlo k rychlému protažení. Automatické posturální reakce navíc spouštějí reakci i ve vzdálenějších svalových skupinách, k čemuž při myotatických reflexech nedochází (Ting a Macpherson in Horak, 2009, s. 3213).

Do jisté míry může jedinec ovlivnit, která posturální odpověď bude zvolena a v jakém rozsahu, a to na základě zkušeností, očekávání a pozornosti (Horak a Kuo in Horak, 2009, s. 3213). Chabá koordinace těchto posturálních reakcí může vést až k selhání obnovy posturální stability a tudíž k pádu. Automatické posturální reakce mohou být definovány pomocí příslušných posturálních strategií a synergií (Horak, 2009, s. 3213).

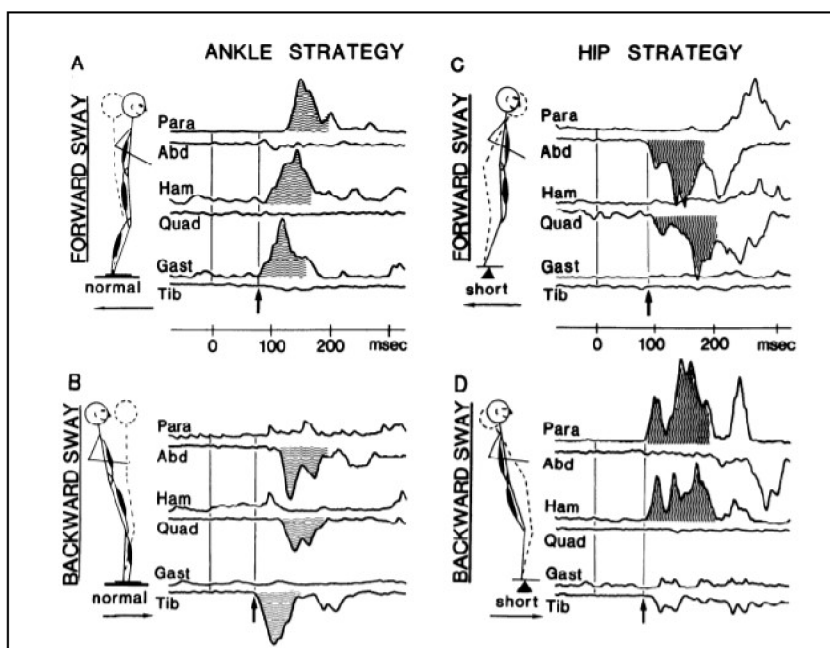
1.2.6 Posturální strategie

Jedná se o typicky upřednostňované pohybové vzory korekčních posturálních reakcí (Latash, 2008, s. 218). Ve vzpřímeném stoji jsou popisovány strategie zajišťující stabilitu jednak ve směru anteroposteriorním, jednak ve směru mediolaterálním. Pohybové strategie odehrávající se v anteroposteriorním směru se typicky nazývají jako kotníková, kyčelní

a kroková strategie. Protože však během obnovy posturální stability ve většině případů probíhá kotníková a kyčelní strategie společně, někteří autoři spíše preferují alternativní pojmenování strategií: strategie fixní BOS a strategie měnící se BOS (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 165–168).

Strategie anteroposteriorní stability

Kotníková strategie je aktivní pohybový vzor, který způsobuje kompenzační točivý moment v oblasti hlezenních kloubů. Aktivita svalů začíná v oblasti hlezna a postupně se šíří proximálně do svalů v oblasti stehen a trupu (Horak a Nashner, 1986, s. 1369). Pohyb obnovující posturální stabilitu se děje tedy především v hlezenních kloubech a tělo se pohybuje jako ohebné obrácené kyvadlo (Horak, 2009, s. 3213). Kotníková strategie se objevuje zejména v situacích, kdy jsou výchylky stability menšího rozsahu a když je opěrná plocha pod chodidly pevná a stabilní. Použití této strategie vyžaduje neporušený rozsah pohybu v hlezenním kloubu a dostatečnou svalovou sílu v příslušných svalech (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 167). Při pohybu plošiny směrem vzad se jako první aktivují muscili gastrocnemii, následně ischiokrurální a paraspinální svaly (viz obrázek 2, s. 20) (Horak a Nashner, 1986, s. 1372). Bez této synergistické aktivace ischiokrurálních a paraspinálních svalů by došlo k pokračování dopředného pohybu trupu vůči dolním končetinám (DKK). Při dopředném pohybu plošiny pak posturální stabilitu zajišťují zejména tyto svaly: musculus tibialis anterior, musculus quadriceps femoris (QF) a svaly břišní stěny (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 167).



Obrázek 2 Svalové synergie při kotníkové a kyčelní strategii (Horak a Nashner, 1986, s. 1372).

Kyčelní strategie se oproti kotníkové strategii uplatní spíše v situacích, kdy jsou perturbace většího rozsahu či větší rychlosti, nebo když je opěrná plocha pod chodidly nestabilní nebo jsou-li její rozměry relativně menší vůči ploše chodidel (Horak a Nashner in Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 168). Při zpětném pohybu plošiny jsou aktivovány zejména svaly břišní stěny a následně m. QF. Při dopředném pohybu plošiny jsou to pak především svaly paraspinální a ischiokrurální (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 168)

Z výše uvedeného je tedy zřejmé, že strategie v anteroposteriorním směru jsou organizovány disto-proximálně. Naproti tomu strategie mediolaterální jsou organizovány proximo-distálně (Horak and Moore in Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 169).

Nutno však podotknout, že ačkoliv jsou zmíněné pohybové strategie prezentovány jako samostatné, ve skutečnosti na sebe kontinuálně navazují, resp. se doplňují. Je tedy možné pozorovat škálu kombinací pohybových strategií od čistě kotníkové až po smíšenou kotníkově-kyčelní (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 168).

Kroková strategie je využívána, když je kotníková a kyčelní strategie nedostatečná pro zachování balance. Provedením úkroku dochází k znovuoobnovení BOS ve vztahu k COM (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 168).

Strategie mediolaterální stability

Pohyby zajišťující mediolaterální stabilitu se dějí primárně v kloubu kyčelním a v kloubních spojeních trupu. Přednostní využití kloubu kyčelního při těchto pohybech vyplývá z anatomických vlastností ostatních hlavních kloubů DKK, totiž že v kloubu kolenním a hlezenním je pohyb do mediolaterálního směru značně omezen (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 169). Lehel et al. (1994, s. 1296) uvádí, že tato mediolaterální strategie je velmi podobná kyčelní strategii popisované v anteroposteriorním směru. K jejímu spuštění dochází taktéž při velkém zrychlení translační plošiny a tedy při větších výchylkách stability.

1.3 Posturální kontrola po cévní mozkové příhodě

Poruchy posturálních funkcí jsou po CMP časté. Peretti et al. (2012, s. 3–4) zjistili, že potíže s udržováním rovnováhy má 50,3 % pacientů po CMP. Tyson et al. (2006, s. 30 a 34) uvádějí ve své studii zaměřující se na pacienty po primotace CMP v předním cirkulačním okruhu, že s poruchami posturálních funkcí se potýkalo až 83 % vyšetřovaných pacientů.

S poruchami posturální kontroly úzce souvisí zvýšené riziko pádu (Tung et al., 2010, s. 534). Persson, Hansson a Sunnerhagen (2011, s. 350) uvádějí, že během jednoho roku po CMP mělo alespoň s jedním pádem zkušenost až 48 % pacientů. K nejvíce pádům pak dochází během prvních 3 měsíců po CMP. Následky pádu přitom mohou být vážné. Zaprvé se jedná

o poranění muskuloskeletálního systému, např. zlomeninu stehenní kosti, jejíž riziko vzniku je u pacientů po CMP až dvojnásobné (Pouwels et al., 2009, s. 3283). Zadržují se to psychické následky, např. strach z dalšího pádu a s tím související omezení pohybové aktivity či rozvoj deprese (Deshpande et al., 2008, s. 5). Tímto se následně snižuje kvalita života pacientů (Kolářová et al., 2019, s. 14) a je negativně ovlivněn celý rehabilitační proces (Persson, Hansson a Sunnerhagen, 2011, s. 348).

Posturální kontrola je narušena jednak samotnou neurální lézí, jednak vlivy a okolnostmi, které s touto lézí souvisejí. Jedná se především o prodlouženou imobilitu, poměrně statický charakter rehabilitace nebo následný neaktivní životní styl v chronickém stádiu CMP. To vše vede k adaptativním změnám v muskuloskeletálním a kardiorepiračním systému. Výsledkem je snížení svalové síly, výdrže a aerobní kapacity, změny v měkkých tkáních omezující kloubní rozsah a snížení senzorycké vnímavosti. Všechny tyto faktory pak negativně ovlivňují posturální a kognitivní funkce daného jedince (Carr a Shepherd, 2011, s. 174).

Jako následek CMP se může u pacientů vyskytovat také celá řada změn v motorických strategiích posturální kontroly. Jedná se zejména o:

- asymetrické zatížení DKK,
- omezené limity stability,
- zvýšené tělesné výchylky při stoji,
- změny v jednotlivých parametrech chůze (např. rychlosti, délce kroku ad.)

(Tasseel-Ponche, Yelnik a Bonan, 2015, s. 327–330; Ikai et al., 2003, s. 468; Dettmann, Linder a Sepic, 1987, s. 89).

Některé z těchto změn se objevují v přímé souvislosti s poškozením CNS, některé však lze považovat za adaptivní mechanismy (Tasseel-Ponche, Yelnik a Bonan, 2015, s. 328–331). Vlivem CMP mohou být poškozeny zmíněné funkce jednotlivě, a tedy nezávisle na sobě, ale také v kombinacích. Z toho pak vyplývá různorodý neurologický impairment a různé kompenzační strategie, a tudíž následná potřeba precizního vyšetření a individuální terapie (Oliveira et al., 2008, s. 1215–1216 a 1223).

1.3.1 Asymetrické zatížení dolních končetin

Řada autorů se shoduje na tom, že pacienti po CMP často zaujímají asymetrický stoj, respektive že přenášejí více tělesné hmotnosti na neparetickou dolní končetinu (DK) (Sackley, 1991, s. 3; Yanohara et al., 2014, s. 1763; Latash, 2008, s. 346; Turnbull, Charteris a Wall, 1996, s. 360). Při přístrojovém měření se tato asymetrie projeví při klidném stoji posunem COP blíže k neparetické DK a zvýšenými posturálními výchylkami (Tasseel-Ponche, Yelnik

a Bonan, 2015, s. 328). Ve studii autorů Adegoke, Olaniyi a Akosile (2012, s. 89) vyšetřování pacienti stojící ve vzpřímeném stoji přenášeli na neparetickou DK průměrně 60,3 % tělesné hmotnosti.

Vysvětlením tohoto jevu mohou být kompenzační pohybové strategie, protože využívání neparetických částí těla umožní dané osobě vykonávat efektivněji řadu aktivit denního života. Naproti tomu však stojí fakt, že vylučování postižených končetin z prováděných činností může zpomalit obnovu motorických funkcí (Latash, 2008, s. 346; Kamphuis et al., 2013, s. 11). Další příčinou asymetrie může být samotné paretické postižení. Roerdink et al. (2009, s. 271) zmiňují, že čím závažnější je motorický impairment paretické DK, tím větší je asymetrie ve stoji. Asymetrie stoje může následně souviset s asymetrickou chůzí. Asymetrie chůze může být jednak časová (změna trvání stojné či švihové fáze), jednak prostorová (prodloužení délky kroku) (Hendrickson et al., 2014, s. 179–180).

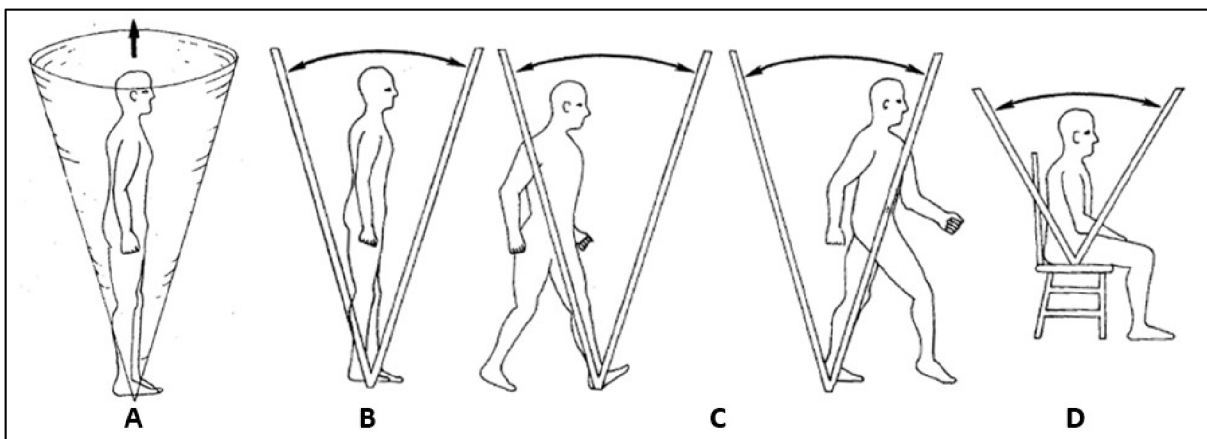
Asymetrie stoje se v průběhu rehabilitační léčby snižuje (Sackley, 1991, s. 3; Yanohara et al., 2014, s. 1763). Yanohara et al. (2014, s. 1763) uvádějí, že zaznamenali signifikantní snížení asymetrie stoje už po 2 týdnech rehabilitační léčby. Avšak v jiných studiích bylo také zaznamenáno, že určitý stupeň asymetrie zatížení DKK přetrvával i po absolvování intenzivního 12týdenního rehabilitačního programu (De Haart et al., 2004, s. 892–894) nebo u pacientů v chronické fázi CMP (Halmi et al. (2020, s. 3). Nicméně není doposud zcela jasné, zda samotné zlepšení symetrie stoje vede k optimalizaci posturální stability (De Haart et al., 2004, s. 894).

Opačným jevem je tzv. „pusher syndrom“, jehož příznaky se vyskytují přibližně u 5–10 % pacientů po CMP (Pedersen et al., 1996, s. 26). Pro pacienty s tímto syndromem je typické aktivní odtlačení se od neparetické strany těla vedoucí k zatížení paretické strany, což však může vést až k pádu (Karnath a Broetz, 2003, s. 1119–1120). Tito pacienti mají také potíže s vnímáním vertikální osy, zejména při omezení vizuálních informací. Ve studii Karnath, Feber a Dischgans (2000, s. 1301) testované osoby s pusher syndromem udávali pocit napřiměného stoje, ačkoliv byli od vertikální osy odkloněni průměrně o 18°.

1.3.2 Omezené limity stability

Schopnost samostatného aktivního přesunu tělesné hmotnosti, resp. COM, je zcela zásadní pro řadu činností běžného života, např. vstávání ze sedu či chůzi. Stěžejní je schopnost přesunu COM ve frontální rovině (Tasseel-Ponche, Yelnik a Bonan, 2015, s. 329) a tudíž je tato schopnost považována za klíčovou komponentu v terapii (Dijk et al., 2017, s. 2). Soubor maximálních vzdáleností, kterých lze při přenášení COM v bipedálním stoji dosáhnout, jsou

tzv. limity stability (Bizovská et al., 2017, s. 21 a 56). Limity stability v bipedálním stoji jsou definovány jako volní posuny COP směrem k vnějším limitům BOS (Tasseel-Ponche, Yelnik a Bonan, 2015, s. 330). U zdravé dospělé osoby, stojící na rovné pevné podložce s chodidly v pohodlné vzdálenosti od sebe, je možné perimetr limitů stability tvarově popsat jako elipsu (viz obrázek 3, s. 24) (Nashner in Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 262).



Obrázek 3 Grafické znázornění limitů stability (upraveno dle Nashner in Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 263).

Legenda: A – perimetr limitů stability; B – rozsah limitů stability ve stoji; C – rozsah limitů stability při chůzi; D – rozsah limitů stability při sedu

U pacientů po CMP mohou být limity stability různou měrou omezeny. Ve studii Goldie, Evans a Matyas (1996a, s. 320) byly porovnány limity stability u pacientů v subakutní fázi CMP a u skupiny zdravých jedinců. Bylo zjištěno, že zatímco průměrný posun COP v anteroposteriorním směru byl u zdravých jedinců 49 % délky BOS, u pacientů po CMP tento posun činil 33 % délky BOS. V mediolaterálním směru byl průměrný posun COP 62,5 % šířky BOS u zdravých, u pacientů po CMP to byl 48,6 % šířky BOS.

Nutno poznamenat, že hodnoty posunu COP při náklonu směrem vzad jsou přirozeně nižší než hodnoty při náklonu směrem vpřed. Důvodem je pravděpodobně anatomické nastavení chodidla a také bezpečnostní faktor. Testované osoby se při náklonu vpřed cítí jistější z důvodu možnosti využití horních končetin v případě pádu a možnosti vizuální kontroly (Goldie, Evans a Matyas, 1996a, s. 320).

V řadě studií byly limity stability zkoumány pouze v anteroposteriorním a mediolaterálním směru (Turnbull, Charteris a Wall, 1996, s. 358; Goldie, Evans a Matyas, 1996a, s. 320). Jak však uvádějí Dijk et al. (2017, s. 3–9), aktivity běžného denního života často obsahují diagonální pohybovou komponentu. Ve studii těchto autorů byly tedy mimo jiné pozorovány přenosy tělesné hmotnosti i v diagonálních směrech a bylo zjištěno, že pacienti

po CMP ve srovnání se zdravými jedinci vykazovali sníženou schopnost přenosu hmotnosti ve směru laterálním a diagonálně-dopředným na paretické straně těla. Při porovnání paretické a neparetické DK bylo omezení přesunu COP v diagonálně-dopředném směru vyjádřeno více na paretické straně.

Z výše uvedeného je zřejmé, že výraznější omezení přesunu zatížení se nachází často na paretické straně. Jak však uvádějí De Haart et al. (2005, s. 755) nelze opomíjet možné potíže přesunu COP také na neparetické straně těla. Příčinou může být například lehké neuromuskulární postižení lokalizované ipsilaterálně vzhledem k mozkové lézi nebo snížená schopnost zapojit do přesunu svaly DK na paretické straně. Potíže s přenosem COP na neparetickou DK zmiňují i Turnbull, Charteris a Wall (1996, s. 361). V jejich studii při přenášení COP v modifikovaném postoji, tj. v nároku simulující dvouoporovou fázi při chůzi, měli pacienti po CMP signifikantně snížené rozsahy přenosu COP ve směru posterolaterálním, a to bez ohledu na to, zda v zakročení byla paretická nebo neparetická DK. Za zmínku stojí i fakt, že při použití zmíněného modifikovaného postoje byl deficit testovaných pacientů výraznější než při klasickém stoji s chodidly paralelně.

Korelace aktivního přesunu těžiště s rychlostí chůze

Schopnost započít a kontrolovat volní přesun zatížení ve frontální rovině směrem ke každé končetině je základním předpokladem pro nezávislou chůzi. Proto nácvik zatížení, ale i odlehčení paretické DK během stoje je důležitým prvkem v terapii posturální stability a chůze u pacientů po CMP (Brunnstrom in De Haart et al., 2005, s. 755). Schopnost přesunutí tělesné hmotnosti směrem k paretické DK významně koreluje s rychlostí chůze (Kamono a Ogihara, 2018, s. 361) K obdobnému výsledku dospěli i autoři Dijk et al. (2017, s. 10). V jejich studii byla korelace významná pro všechny testované směry, ale pro diagonálně-dopředný směr na paretické straně byla nejvýraznější. Je tedy do jisté míry pravděpodobné, že čím lépe budou pacienti po CMP kontrolovat COP v tomto směru, budou tím schopnější vykonávat chůzi s vyšší rychlostí. Možným vysvětlením této silné korelace by mohlo být zjištění autorů Han, Paik a Im (1999, s. 253), že během stojné fáze chůze se dráha COP sklání pod úhlem 6° mediálně vzhledem k longitudinální ose chodidla, a tudíž že pohyb COP zahrnuje i onu diagonální komponentu.

Potencionálně ovlivňující faktory

Nutno také zmínit, že při hodnocení výkonu přesunů COM je vhodné brát v úvahu chronicitu onemocnění. Výkon totiž může být odlišný v relativně pozdní fázi CMP díky vlivu motorického učení a přirozeného procesu zotavení. Také sekundární adaptace rozvinuté

v chronické fázi mohou nepříznivě ovlivnit výkon. Dále jsou to strukturální změny, např. zkrácení či kontraktura svalů bérce, které mohou snížit rozsah přesunu tělesné hmotnosti (Goldie, Evans a Matyas, 1995, s. 316). Dault et al. (2003, s. 234) zmiňují, že na schopnost přenesení tělesné hmotnosti může mít významný vliv také věk vyšetřované osoby.

Rozsahy limitů stability mohou být značně ovlivněny nebiomechanickými faktory jako např. strachem z pádu anebo narušeným vnímáním současné či nadcházející nestability (Pai et al., 2000, s. 391). V návaznosti na strach z pádu pacienti po CMP často využívají k přesunu COP kyčelní strategii, která rozsah přesunu COP značně redukuje. Nutno však také zmínit, že u pacientů po CMP s neglect syndromem je situace zcela opačná. Tito pacienti mohou vykazovat zvýšené rozsahy limitů stability, avšak se současným ignorováním zvýšeného rizika pádu (Tasseel-Ponche, Yelnik a Bonan, 2015, s. 330)

1.3.3 Tělesné výchylky při stoji

K posturální instabilitě pacientů po CMP přispívají značně také tělesné výchylky. Tyto výchylky je možno objektivizovat pomocí sledování pohybů COP při použití silových plošin. Při porovnání se zdravými jedinci měli pacienti po CMP při stoji rychlost spontánních tělesných výchylek až dvojnásobně větší, a to jak v anteroposteriorním tak v laterálním směru (Peurala et al., 2007, s. 101). Míra zvýšených tělesných výchylek během šestého až devátého týdne po CMP pak signifikantně souvisí s následným počtem pádů (Sackley, 1991, s. 3).

Yanohara et al. (2014, s. 1763) ve studii zaměřující se na hemiparetické pacienty po iktu v subakutní fázi uvádějí, že v průběhu rehabilitační léčby dochází ke snížení tělesných výchylek, a to jak v jejich rychlosti, tak v amplitudě. Bylo zjištěno, že již po 2 týdnech rehabilitační léčby se rychlost tělesných výchylek signifikantně snížila, a to jak v anteroposteriorním, tak mediolaterálním směru. Amplituda tělesných výchylek v této studii klesla signifikantně až po 4 týdnech pozorování. Je tedy pravděpodobné, že ke stabilizaci tělesných výchylek ve smyslu amplitudy dochází pomaleji než k úpravě rychlosti.

1.3.4 Změny parametrů chůze

Impairment vyplývající z CMP zahrnuje například svalovou slabost, inkoordinaci, sníženou výdrž, bolest, spasticitu a sníženou posturální stabilitu. To vše přispívá k přetrvávajícím potížím s chůzí. Přitom zlepšení schopnosti chůze je jednou z nejvyšších priorit přeživších osob po CMP (Eng a Tang, 2014, s. 15).

Chůze pacientů po CMP je charakteristická sníženou rychlostí, která je pravděpodobně způsobena zkrácenou délkou kroku a také menším počtem kroků za minutu ve srovnání s chůzí

zdravých jedinců. Dalším znakem může být dysbalance mezi stojnou a švihovou fází kroku, přičemž je typické, že je prodloužena stojná fáze na neparetické DK, na které se pacienti po iktu cítí více bezpečně. Z toho pak přirozeně vyplývá kratší setrvání v jednooporové fázi na paretické DK (Dettmann, Linder a Sepic, 1987, s. 89; Hendrickson et al., 2014, s. 179–180). S tím následně souvisí zkrácení času pro vykonání švihové fáze neparetickou DK, a tedy snížení délky kroku (Kamono a Ogihara, 2018, s. 5–8). Carr a Shepherd (2011, s. 103) uvádějí jako další deficit chůze po CMP sníženou extenzi v kyčelním kloubu ve fázi konečného stoje a oslabenou plantární flexi, která má za následek sníženou vertikální reakční sílu podložky při odrazu chodila.

V neposlední řadě je charakteristická neschopnost náhlé změny směru, která je však stěžejní pro normální rychlost a plynulost chůze (Dettmann, Linder a Sepic, 1987, s. 89). Důsledkem zmíněných změn chůze je její prostorová a časová asymetrie. Takto asymetrická chůze je však neefektivní a přispívá k nestabilitě, což může vést ke zranění (Hendrickson et al., 2014, s. 177).

1.3.5 Obnova posturální kontroly

S postupným přechodem do chronické fáze CMP se možnost obnovy posturální kontroly postupně snižuje, proto je vhodné začít co nejdříve s terapií specificky zaměřenou na obnovu posturálních funkcí (Llorens et al., 2017, s. 305). Halmi et al. (2020, s. 1) uvádějí, že u pacientů i čtyři roky po iktu přetrvává signifikantní a měřitelný deficit v posturální stabilitě, a to i v případě plného zotavení paretické strany těla.

Nicméně studie naznačují, že i v chronické fázi je zlepšení posturální kontroly možné. Llorens et al. (2017, s. 305–306) zaznamenali zlepšení posturálních funkcí u pacientů, kteří byli v době intervence dva i více roků po prodělání CMP. Nutno však dodat, že ve srovnání se skupinou pacientů, kteří prodělali ataku před kratší dobou (6–12 měsíců), probíhala obnova posturálních funkcí u chroničtější skupiny menší měrou. V této studii bylo po 4–6týdenní rehabilitační intervenci za pomoci posturografického testu LOS zaznamenáno také zlepšení limitů stability, a to u obou zmíněných skupin. Avšak pouze u skupiny méně chronických pacientů tento efekt přetrval a nadále se zlepšoval i jeden měsíc po intervenci. U více chronické skupiny došlo po jednom měsíci k výraznému poklesu naměřených hodnot. Nicméně i po tomto poklesu byly limity stability procentuálně větší než před začátkem intervence. Je tedy zřejmé, že chronicita, resp. doba od prodělání ataky, obnovu posturálních funkcí sice limituje, ale zcela jí nezabraňuje (Llorens et al., 2017, s. 305–307).

K obdobným výsledkům dospěli i autoři Eng et al. (2003, s. 8–11 a 16–17), v jejichž studii pacienti v průměru čtyři roky po CMP absolvovali 8týdenní tréninkový program. U těchto pacientů došlo k signifikantnímu zlepšení mobility, posturální stability a funkční kapacity, přičemž efekt tréninku přetrval i měsíc po ukončení intervence.

Je však nutno podotknout, že v ozdravném procesu hraje významnou roli také inter-individuální variabilita pacientů, která závisí na jejich počátečním senzomotorickém a kognitivním deficitu (Geurts et al., 2005, s. 276).

1.3.6 Hodnocení posturální kontroly po cévní mozkové příhodě

Posturální kontrola je natolik komplexní motorická schopnost, že žádný jediný hodnoticí nástroj nedokáže obsáhnout všechny její aspekty (Horak, 1997, s. 77). Proto i její vyšetření by mělo být komplexní.

Při hodnocení posturálních funkcí by měly být rozlišovány různé typy posturální kontroly, neboť porucha se může vyskytovat pouze v některém z nich. Je možné rozlišovat schopnost reakce na vnější narušení stability, schopnost anticipačního nastavení a schopnost volního přesunu COM v prostoru (Horak, 1997, s. 76; Horak, Frank a Nutt, 1996, s. 2380). Vyšetřovací metody posturálních funkcí mohou být jednak observační (tj. klinické testy či škály), jednak laboratorní (tj. přístrojové).

Observační vyšetřovací metody

Výhodou observačních metod je jejich snadné a finančně nenáročné použití v klinické praxi (Oliveira et al., 2008, s. 1218). Jejich riziko však tkví v možném zkreslení výsledků z důvodu subjektivity vyšetřujícího a v případné nízké reliabilitě testu (Wing et al., 1993, s. 292). Klinické testy jsou tedy pouze hrubými ukazateli účinnosti posturální kontroly (Paillard a Noé, 2015, s. 2).

Klinických testů používaných k hodnocení posturálních funkcí u pacientů po CMP je rozsáhlé množství. Mezi nejznámější a v klinické praxi hojně využívané se řadí například Bergova balanční škála (Berg Balance Scale = BBS), Postural Assessment Scale for Stroke Patients, Tinetti Balance Test, TUG (Oliveira et al., 2008, s. 1218–1220), 6 Minutes Walk Test, 10MWT (van Bloemendaal, van de Water a van de Port, 2012, s. 2207). Pro hodnocení posturální kontroly ve výzkumné části této práce byly vybrány chůzové testy TUG a 10MWT.

Přístrojové vyšetřovací metody

Výhodou přístrojových vyšetřovacích metod je relativně přesné hodnocení aspektů pohybu přímo v průběhu jeho vykonávání (Kolářová et al., 2019, s. 11). Posturální funkce

mohou být analyzovány jak metodami kinetickými, tak kinematickými a elektrofyziologickými (Paillard a Noé, 2015, s. 2–3). Kinetické metody využívají často různé silové plošiny. Kinematické metody pak zahrnují například videografické 3D systémy snímání pohybu nebo akcelerometry. Elektrofyziologická analýza, resp. neurofyziologické metody jsou pak nejvíce zastoupeny povrchovou EMG (Paillard a Noé, s. 3–6; Kolářová et al., 2019, s. 11 a 71).

Jednou z významných kinetických metod je dynamická počítačová posturografie. Tato metoda využívá dat ze silové plošiny a umožňuje hodnocení posturální kontroly ve stoji. Díky technickým možnostem posturografu, tj. pohyblivá silová plošina a pohyblivá kabina, je umožněno vykonávat vyšetření, které je funkční, a kterým je možné hodnotit dílčí aspekty posturální kontroly (Kolářová et al., 2019, s. 14). Díky tomu je dynamická počítačová posturografie také dostatečně senzitivní pro detekování posturální instability u řady pacientů, včetně těch po CMP (Kolářová et al., 2019, s. 14; Halmi et al. 2020, s. 5).

Při testování posturálních funkcí ve stoji pomocí silových plošin existují obecně dva základní typy úloh, a to:

- a) testování reaktivní posturální stability,
- b) testování proaktivní posturální stability.

V prvním případě je úkolem testované osoby vhodně reagovat na jakékoliv narušení posturální stability. Tímto narušením může být například vnější stimul, vyvolaný náhlým translačním pohybem plošiny, na které testovaná osoba stojí (Bizovská et al., 2017, 55–58). Při využití dynamické počítačové posturografie (posturograf firmy NeuroCom®) tuto situaci umožňuje navodit a hodnotit MCT (Perform Operating Document, 2019, s. 7).

V případě testování proaktivní posturální stability je úkolem testované osoby cílený přesun COM těla (případně COP) nebo náklon kontaktní plošiny, pro splnění požadované úlohy. Při přesunech COM mohou být pozorovány tzv. limity stability (Bizovská et al., 2017, 56 a 59). Schopnost vykonat pohyb nad BOS a následně odolat výchytkám vyvolaných vlastním tělem je dynamickým aspektem posturální kontroly a je zásadním pro naplnění funkčních požadavků denního života (Goldie, Evans a Matyas, 1995, s. 315) Na tuto problematiku je konkrétně zaměřen posturografický test LOS (Perform Operating Document, 2019, s. 9). Testy MCT a LOS byly vybrány pro hodnocení posturální kontroly ve výzkumné části této práce.

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Cíl č. 1

Objektivizovat vliv rehabilitační léčby na posturální kontrolu u pacientů v subakutním stádiu po ischemické CMP hospitalizovaných na Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc (FNOL) pomocí vybraných posturografických testů (LOS, MTC) a vybraných klinických chůzových testů (TUG, 10MWT).

Cíl č. 2

Zhodnotit souvislosti výsledků posturografických testů s klinickými chůzovými testy.

2.2 Výzkumné otázky a hypotézy

Výzkumná otázka č. 1:

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení reaktivní posturální stability na základě hodnocení parametrů testu MCT?

H₀1: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru Weight Symmetry k signifikantní změně.

H_A1: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru Weight Symmetry k signifikantní změně.

H₀2: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru Strength Symmetry k signifikantní změně.

H_A2: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru Strength Symmetry k signifikantní změně.

H₀3: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru Latency k signifikantní změně.

H_A3: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru Latency k signifikantní změně.

Výzkumná otázka č. 2:

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení proaktivní posturální stability na základě hodnocení parametrů testu LOS?

H₀4: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru Endpoint Excursion k signifikantní změně.

H_{A4}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru Endpoint Excursion k signifikantní změně.

H₀₅: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru Direction Control k signifikantní změně.

H_{A5}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru Direction Control k signifikantní změně.

H₀₆: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru Maximum Excursion k signifikantní změně.

H_{A6}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru Maximum Excursion k signifikantní změně.

Výzkumná otázka č. 3:

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení funkční mobility na základě hodnocení pomocí testu TUG?

H₀₇: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo k signifikantní změně průměrného času potřebného pro vykonání testu TUG.

H_{A7}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo k signifikantní změně průměrného času potřebného pro vykonání testu TUG.

Výzkumná otázka č. 4:

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení rychlosti chůze na základě hodnocení pomocí testu 10MWT?

H₀₈: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo k signifikantní změně průměrného času potřebného pro vykonání testu 10MWT.

H_{A8}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo k signifikantní změně průměrného času potřebného pro vykonání testu 10MWT.

Výzkumná otázka č. 5:

Existuje korelace mezi výsledky klinických testů (TUG, 10MWT) a výsledky posturografických testů (LOS, MCT) u pacientů po CMP?

H₀₉: Neexistuje korelace mezi parametry vykazující signifikantní změny naměřených pomocí klinických testů a parametry vykazující signifikantní změny naměřených pomocí dynamické počítačové posturografie.

H_{A9}: Existuje korelace mezi parametry vykazující signifikantní změny naměřených pomocí klinických testů a parametry vykazující signifikantní změny naměřených pomocí dynamické počítačové posturografie.

3 METODIKA

3.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumným souborem byli pacienti hospitalizovaní na Oddělení rehabilitace ve FNOL. Podmínkou pro přijetí do výzkumu bylo subakutní stádium po ischemické CMP (primoataka) v povodí arteria cerebri media. Dalším kritériem byla také schopnost samostatného stoje bez kompenzační pomůcky a schopnost chůze s kompenzační pomůckou či bez ní. Do výzkumného souboru nebyli zařazeni pacienti s výrazným kognitivním deficitem a pacienti, kteří měli v minulosti úraz nebo poruchu, která by mohla ovlivnit jejich schopnost udržování stability. Velikost výzkumného souboru byla 7 osob. Přehled charakteristiky výzkumného souboru je zobrazen v tabulce 3 (s. 33). Všichni pacienti nejprve potvrdili podpisem informovaný souhlas (příloha č. 1), v němž byli seznámeni se smyslem a průběhem výzkumu. Dále všichni zúčastnění pacienti vyplnili dotazník (příloha č. 2) za účelem získání základních anamnestických dat. Vstupní měření proběhlo, jakmile pacient ovládal samostatnou chůzi, tzn. splňoval na škále Functional Ambulation Categories kategorii 3 a vyšší. Výstupní měření bylo provedeno při ukončení pacientovi hospitalizace na Oddělení rehabilitace FNOL.

Tabulka 3 Přehled charakteristiky výzkumného souboru

Věk (roky)	70,0 ± 8,93
Pohlaví (muži /ženy)	5 / 2
Hemiparéza (levostranná /pravostranná)	6 / 1
Průměrný počet dní od iktu do vstupního měření (dny)	18,29 ± 4,82
Průměrný počet dní mezi vstupním a výstupním měřením (dny)	8,14 ± 5,58

3.2 Průběh výzkumu

Návrh výzkumné části této práce byl nejprve posouzen Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci, která následně udělila souhlasné stanovisko (příloha č. 3). Samotné měření probíhalo v Kineziologické laboratoři FNOL. Při vstupním i výstupním měření byl k přístrojovému hodnocení využit posturograf firmy NeuroCom®, modul Smart Equitest Systém (viz obrázek č. 4, s. 34). Na něm proband absolvoval tyto testy: MCT a LOS. Před samotným měřením v posturografu byl pacient zajištěn závěsným systémem, aby se vyloučilo riziko pádu. Pacient neměl při měření obuv a byl na začátku poučen o správném postavení chodidel. Následně ještě proband absolvoval tyto standardizované klinické testy: TUG a 10MWT. Mezi vstupním a výstupním měřením absolvoval pacient standardní rehabilitační program na Oddělení rehabilitace FNOL. Program

se skládal ze dvou hodin vedené terapie denně, přičemž byly zahrnuty fyzioterapeutické koncepty na neurofyziologickém podkladě, ergoterapie a přístrojová rehabilitace.



Obrázek 4 Posturograf NeuroCom® (převzato z NeuroCom® Smart EquiTest System® CDP).

3.3 Použité metody výzkumu

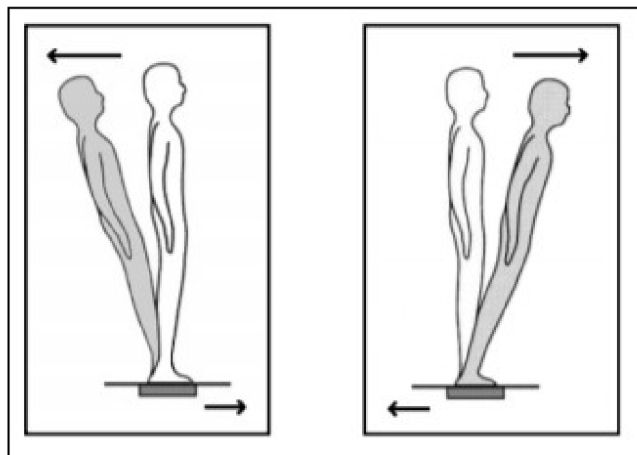
3.3.1 Motor Control Test

Pomocí testu MCT je možné hodnotit reaktivní posturální kontrolu (Subramaniam, Hui-Chan a Bhatt, 2014, s. 1152 a 1554). Je testována efektivita automatických posturálních reakcí, které jsou vyvolány nečekaným zevním podnětem. Tímto podnětem je translační pohyb plošiny, na níž vyšetřovaná osoba stojí, čímž je navozena situace posturální instability. Pohyb plošiny se děje v horizontálním směru, nejdříve dozadu, poté dopředu (viz obrázek 5, s. 36). Jsou testovány tři různé rychlosti (malá, střední, velká) ve třech opakováních. Vzdálenost posunu plošiny je přizpůsobena tělesné výšce testovaného. Testovaný stojí po celou dobu testu vzpřímeně, horní končetiny volně připaženy, postavení chodidel nesmí být měněno (Kolářová et al. 2019, s. 18; Perform Operating Document, 2019, s. 7). Jsou testovány tyto parametry:

- **Weight Symmetry (WS)** – vyjadřuje v procentech průměrné rozložení tělesné hmotnosti při pohybu plošiny. Je-li zatížení obou DKK stejné, bude výsledek

hodnota 100. Je-li větší zatížení na pravé DK, bude výsledná hodnota vyšší než 100. Je-li větší zatížení na levé DK, bude výsledná hodnota nižší než 100 (Kolářová et al. 2019, s. 18). Pomocí MCT je tedy možné kvantifikovat míru přednostního využívání jedné DK v rámci automatických posturálních reakcí (Kolářová, Janura a Krobot, 2011, s. 100).

- **Latency (LAT)** – vyjadřuje efektivitu a rychlost reakce na zevní podnět. Je to časový úsek mezi začátkem translace plošiny a reakcí testované osoby. Parametr je vyjádřen v milisekundách, tudíž platí, že čím je vyšší jeho hodnota, tím je reakce pomalejší, a tedy méně efektivní (Kolářová et al., 2019, s. 18–19).
- **Amplitude Scaling** – vyjadřuje amplitudu aktivní silové reakce testovaného. Je určována pro každou DK zvlášť (Kolářová et al., 2019, s. 19).
- **Strength Symmetry (SS)** – informuje o symetrii relativní silové odpovědi každého chodidla. U zdravých jedinců je hodnota této silové odpovědi z obou DK přibližně stejná a nabývá hodnoty 100. Je-li hodnota vyšší než 100, znamená to, že došlo k většímu aktivnímu zapojení pravé DK. Je-li hodnota nižší než 100, značí to větší zapojení levé DK (Ikai et al., 2003, s. 465–466; Balance Manager Systems, nedatováno, s.74).



Obrázek 5 Ukázka průběhu testu MTC (Perform Operating Document, 2019, s. 7)

3.3.2 Limits of Stability

Pomocí testu LOS je možné měřit intenční posturální kontrolu (Subramaniam, Hui-Chan a Bhatt, 2014, s. 1152–1553). Cílem testu je tedy ozřejmit, do jaké míry je testovaný schopen aktivně měnit polohu svého COG. Polohu COG mění nakláněním svého těla do předem daných směrů. V krajní poloze má za úkol několik sekund vytrvat, následně se vrátit do základní

středové polohy, a poté zaujmout pozici v náklonu v novém směru. To vše beze změny polohy chodidel, a tedy bez změny BOS. Dojde-li ke změně polohy chodidel či přímo ke kroku, test se automaticky ukončí. Jako zpětná vazba slouží testovanému obrazovka, na kterou jsou přenášeny a vizualizovány informace z tenzometrické plošiny o aktuální poloze a pohybu COG. Testováno je osm směrů, každý po dobu osm sekund. Začátek a konec testu je vymezen zvukovým signálem. Je vhodné, aby si vyšetřovaný mohl před samotným testováním zmíněné úkoly nanečisto vyzkoušet (Kolářová et al. 2019, s. 22; Perform Operating Document, 2019, s. 9).

Testované parametry:

- **Reaction Time (RT)** – jedná se o reakční čas měřený mezi zvukovým signálem a začátkem pohybu vyšetřované osoby;
- **Movement Velocity (MVL)** – průměrná rychlost COG vyjádřená ve stupních za sekundu;
- **Endpoint Excursion (EPE)** – bod, k němuž směřuje COG při prvním pokusu o dosažení cíle;
- **Directional Control (DCL)** – vyjadřuje v procentech míru kontroly směru pohybu (resp. odchylku od přímého směru) při přesunu COG; 100 % odpovídá přímému směru;
- **Maximum Excursion (MXE)** – maximální dosažená vzdálenost (resp. bod) v daném směru, do které byl testovaný schopen přemístit COG bez vykonání kroku. Soubor těchto vzdáleností pak tvoří tzv. limity stability. Vyšší hodnota MXE značí vyšší limity stability a lepší balanční výkon;
(Kolářová et al., 2019, s. 22; Subramaniam, Hui-Chan a Bhatt, 2014, s. 1154; Ng et al., 2018, s. 17).

3.3.3 Time Up and Go Test

Test TUG je zaměřený na hodnocení funkční mobility a rizika pádu (Bastlová et al., 2015, s. 23; Podsiadlo a Richardson in Sawacha et al., 2013, s. 3). Nutné vybavení k provedení testu je: židle s opěrkami (standardizována je výška 46 cm), stopky, vyměřená vzdálenost označená značkami. Výchozí poloha testované osoby je vsedě na židli s opřenými zády. Úkolem testované osoby je na pokyn vstát ze židle, ujít vzdálenost tří metrů ke značce na podlaze, tuto značku obejít, vrátit se k židli a posadit se na ni. Celý tento úkon se snaží testovaná osoba provést co nejrychleji, přičemž jí vyšetřující měří po celou dobu čas. Test je proveden třikrát po sobě, výsledkem je průměrný čas ze všech tří měření. V případě potřeby je povoleno využití

kompenzačních pomůcek (Bizovská et al., 2017, s. 48; Bastlová et al., 2015, s. 23). Pro pacienty po CMP seniorského věku je hraniční hodnota 15 sekund. Je-li průměrný čas 15 sekund a více, je u testované osoby zvýšené riziko pádu (Persson, Hansson a Sunnerhagen, 2011, s. 350–351).

3.3.4 10 Meter Walk Test

Tento test je zaměřen na zhodnocení rychlosti samostatné chůze. K provedení testu jsou potřebné pouze stopky a 10metrová vzdálenost ve volném prostoru s vyměřenými značkami. Testovaná osoba má za úkol ujít vzdálenost 10 metrů ve svém běžném a pohodlném tempu. Může využívat kompenzační pomůcky (Lippertová-Grünerová, 2015, s. 55–56). Značky jsou umístěny ve vzdálenosti 0, 2, 8 a 10 metrů od startu. Vyšetřující začíná měřit čas ve chvíli, kdy testovaná osoba dosáhne značky 2 metrů a zastavuje měření času při dosáhnutí značky 8 metrů. Čas se tedy měří jen na prostředních šesti metrech z 10metrové vzdálenosti (Nagano, Hori a Muramatsu, 2015, s. 357). Tím je z měření vyloučeno počáteční zrychlení a koncové zpomalení chůze. Test je opakován třikrát po sobě, výsledkem je průměrný čas ze všech tří měření. Pro výsledky 10MWT nejsou stanoveny normativní data (Bastlová et al., 2015, s. 21). Test slouží k hodnocení efektu terapie, přičemž se naměřené výsledky porovnávají s předchozími měřeními testované osoby (Lippertová-Grünerová, 2015, s. 55–56).

3.4 Statistická analýza dat

Naměřená data z posturografu a z klinických testů byla přenesena do programu Microsoft 365 Excel. Protože výzkumný soubor obsahoval pacienty jak s pravostrannou, tak levostrannou hemiparézou, bylo nutné u vybraných parametrů provést přepočty, aby došlo ke stranovému sjednocení. Díky tomuto přepočtu bylo možné u výzkumného souboru jednotně stanovit paretickou a neparetickou DK, a posléze bylo možné vyhodnotit parametry z pohledu stranového postižení. U testu LOS byly stranově sjednoceny parametry EPE, MXE a DCL. U testu MCT se jednalo o parametry WS a SS. U těchto dvou parametrů byl navíc ještě proveden přepočty, kdy od výsledných hodnot bylo odečteno číslo 100 a následně byl proveden přepočty na absolutní hodnotu. Po tomto přepočtu se hodnoty parametrů WS a SS pohybovaly v rozmezí 0–100 % a popisovaly samotnou symetrii či asymetrii bez ohledu na stranu léze.

Následně byla data statisticky vyhodnocena v programu TIBCO Statistica® 13.4.0. Z důvodu malého počtu osob ve výzkumném souboru byl k ověření platnosti hypotéz použit neparametrický Wilcoxonův párový test. K posouzení korelace posturografických a klinických testů byla použita Spearmanova korelační analýza.

4 VÝSLEDKY VÝZKUMU

V této kapitole jsou představeny výsledky k jednotlivým vědeckým otázkám po statistickém zpracování dat.

4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení reaktivní posturální stability na základě hodnocení parametrů testu MCT?

Vědecká otázka č. 1 byla řešena pomocí tří hypotéz. Byl zkoumán vývoj reaktivní posturální stability během terapie, a to pomocí parametrů posturografického testu MCT: WS, SS a LAT. Protože však výzkumný soubor zahrnoval pacienty s pravostrannou i levostrannou hemiparézou, bylo nutné nejprve naměřené hodnoty stranově sjednotit. Po tomto přepočtu hodnoty WS a SS vyšší než 100 značí větší zapojení neparetické DK, hodnoty nižší než 100 zase naopak větší zapojení paretické (viz příloha č. 4 a 5). Parametr Latency po stranovém sjednocení hodnotí rychlost reakce paretické a neparetické DK, namísto pravé či levé DK (viz příloha č. 7 a 8).

Pro zhodnocení změn v samotné symetrii bylo od naměřených hodnot WS a SS odečteno číslo 100 a výsledek byl následně přepočten na absolutní hodnotu (ABS). Výsledné hodnoty po tomto přepočtu tedy už nezobrazují stranové zatížení nebo silovou odpověď DKK. Namísto toho hodnotí procentuálně symetrii zatížení DKK při pohybu plošiny (v případě parametru WS) a symetrii silové odpovědi DKK na pohyb plošiny (v případě parametru SS). Výsledné hodnoty tedy nabývají rozmezí 0–100 %, přičemž 0 % odpovídá absolutní symetrii, 100 % pak odpovídá nejvyšší možné asymetrii (viz tabulka č. 4, s. 41; viz příloha č. 4).

4.1.1 Ověření platnosti hypotézy H₀₁

H₀₁: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru WS k signifikantní změně.

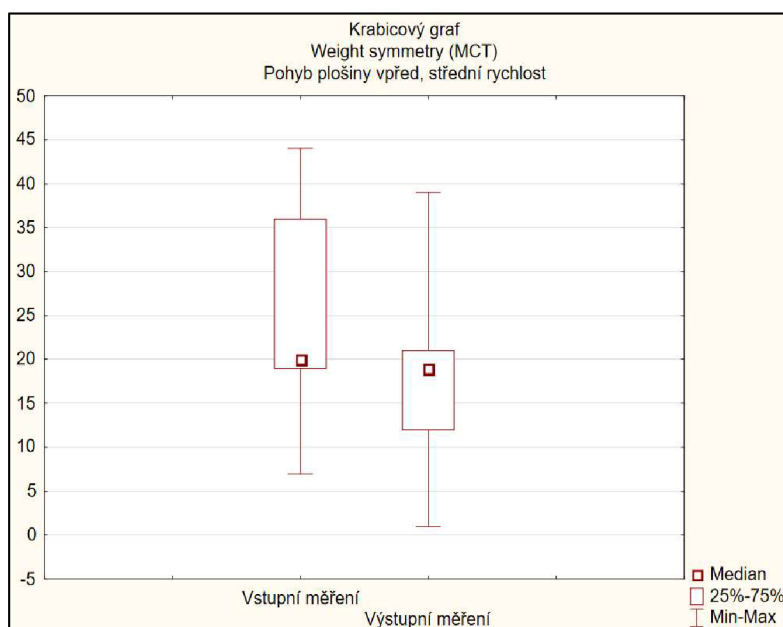
H_{A1}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru WS k signifikantní změně.

Parametr WS byl upraven, jak bylo popsáno výše. Pro ověření platnosti hypotézy byl použit Wilcoxonův párový test s hladinou statistické významnosti 0,05. Výsledky Wilcoxonova párového testu jsou zobrazeny v příloze č. 4. Obdobně bylo postupováno s naměřenými hodnotami po zmíněném přepočtu na ABS, tyto výsledky zobrazuje tabulka č. 4 (s. 39). Z tabulky v příloze č. 4 je zřejmé, že ve všech testovaných situacích došlo po rehabilitaci ke snížení zatížení paretické DK, ačkoliv změna není statisticky významná.

Tabulka 4 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr WS (přepočten na ABS)

Proměnná	MCT parametr Weight Symmetry (absolutní hodnoty) (vstupní x výstupní měření)					
	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
WS – B – S (ABS) vstup	7	23,14286	18,00000	10,00000	46,00000	14,22941
WS – B – S (ABS) výstup	7	14,85714	12,00000	0,00000	33,00000	11,15689
WS – B – M (ABS) vstup	7	19,14286	11,00000	8,00000	42,00000	13,23415
WS – B – M (ABS) výstup	7	14,57143	15,00000	5,00000	23,00000	6,05137
WS – B – L (ABS) vstup	7	20,28571	20,00000	10,00000	40,00000	9,97855
WS – B – L (ABS) výstup	7	16,00000	18,00000	3,00000	27,00000	8,26640
WS – F – S (ABS) vstup	7	21,85714	19,00000	10,00000	36,00000	9,66831
WS – F – S (ABS) výstup	7	17,14286	18,00000	3,00000	29,00000	9,26334
WS – F – M (ABS) vstup	7	24,85714	20,00000	7,00000	44,00000	12,37509
WS – F – M (ABS) výstup	7	18,00000	19,00000	1,00000	39,00000	11,51810
WS – F – L (ABS) vstup	7	22,57143	26,00000	1,00000	47,00000	16,02973
WS – F – L (ABS) výstup	7	21,14286	20,00000	5,00000	50,00000	14,27619
Wilcoxonův párový test [WS – B – S (ABS)]: p = 0,090970						
Wilcoxonův párový test [WS – B – M (ABS)]: p = 0,398025						
Wilcoxonův párový test [WS – B – L (ABS)]: p = 0,271900						
Wilcoxonův párový test [WS – F – S (ABS)]: p = 0,204895						
Wilcoxonův párový test [WS – F – M (ABS)]: p = 0,042523						
Wilcoxonův párový test [WS – F – L (ABS)]: p = 0,735317						

Legenda: WS = Weight Symmetry; B = směr plošiny vzad; F = směr plošiny vpřed; S = malá rychlost posunu plošiny; M = střední rychlost; L = velká rychlost; ABS = přepočítaná absolutní hodnota



Obrázek 6 Grafické znázornění změny symetrie parametru Weight Symmetry (ABS) pro pohyb plošiny vpřed střední rychlostí mezi vstupním a výstupním měřením

Obdobných výsledků bylo dosaženo při hodnocení změn samotné symetrie zatížení DKK (tabulka 4, s. 39). Ve všech situacích došlo ke snížení asymetrie, ale pouze v situaci, během

kteře se plošina pohybovala vpřeď střední rychlostí ($WS - F - M ABS$), byla změna statisticky významná. Tuto situaci znázorňuje graficky obrázek č. 6 (s. 39). Symetrie zatížení DKK při pohybu plošiny se v tomto případě zlepšila z původních 24,85 % na 18,0 %. Nulovou hypotézu můžeme tedy pro parametr $WS - F - M (ABS)$ zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy, a platí tedy: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru WS k signifikantní změně.

4.1.2 Ověření platnosti hypotézy H₀₂

H₀₂: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru SS k signifikantní změně.

H_{A2}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru SS k signifikantní změně.

Parametr SS byl upraven, jak bylo popsáno výše. Pro ověření platnosti hypotézy byl použit Wilcoxonův párový test s hladinou statistické významnosti 0,05. Výsledky Wilcoxonova párového testu jsou zobrazeny v příloze č. 5. Obdobně bylo postupováno s naměřenými hodnotami po zmíněném přepočtu na ABS, tyto výsledky zobrazuje příloha č. 6. Z výsledků vyplývá, že v žádné z testovaných situací nedošlo u parametru SS po rehabilitaci k signifikantní změně. Nulovou hypotézu tedy nemůžeme zamítnout a platí: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru SS k signifikantní změně.

4.1.1 Ověření platnosti hypotézy H₀₃

H₀₃: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru LAT k signifikantní změně.

H_{A3}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru LAT k signifikantní změně.

Parametr LAT byl nejprve stranově sjednocen, tak jak bylo zmíněno výše. Následně byl statisticky vyhodnocen zvlášť pro neparetickou DK (LAT NP) a paretickou DK (LAT P). Pro ověření platnosti hypotézy byl použit Wilcoxonův párový test s hladinou statistické významnosti 0,05. Výsledky Wilcoxonova párového testu jsou zobrazeny v příloze č. 7 a 8. Z výsledků vyplývá, že v žádné z testovaných situací nedošlo u parametru LAT NP ani LAT P po rehabilitaci k signifikantní změně. Nulovou hypotézu tedy nemůžeme zamítnout a platí: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru Latency k signifikantní změně.

4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení proaktivní posturální stability na základě hodnocení parametrů testu LOS?

Vědecká otázka č. 2 byla řešena pomocí tří hypotéz. Pomocí nich byl hodnocen vývoj proaktivní posturální stability za pomoci prostorových parametrů LOS. Jednalo se o parametry EPE, DCL a MXE. Každý parametr byl hodnocen v základních 8 směrech, které posturograf NeuroCom v testu LOS nabízí. Hodnoceny byly tedy tyto směry: dopředný (F), dopředný-vpravo (RF), vpravo (R), dozadný-vpravo (RB), dozadný (B), dozadný-vlevo (LB), vlevo (L), dopředný-vlevo (LF). Opět bylo nutné stranové sjednocení dat. Pro převahu pacientů s levostrannou hemiparézou, byla levá DK stanovena jako paretická a pravá DK jako neparetická. U pacientů s pravostrannou hemiparézou byl následně proveden stranový přepočít, aby hodnoty pravé DK odpovídaly levé DK a naopak.

4.2.1 Ověření platnosti hypotézy H₀₄

H₀₄: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru EPE k signifikantní změně.

H_{A4}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru EPE k signifikantní změně.

Parametr EPE byl upraven, jak bylo popsáno výše. Pro ověření platnosti hypotézy byl použit Wilcoxonův párový test s hladinou statistické významnosti 0,05. Výsledky Wilcoxonova párového testu jsou zobrazeny v příloze č. 9. Parametr EPE hodnotí procentuálně vzdálenost prvotního přesunu COG v daném směru. Z výsledků vyplývá, že v žádné z testovaných situací nedošlo u parametru EPE po rehabilitaci k signifikantní změně. Nulovou hypotézu tedy nemůžeme zamítnout a platí: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru EPE k signifikantní změně.

4.2.2 Ověření platnosti hypotézy H₀₅

H₀₅: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru DCL k signifikantní změně.

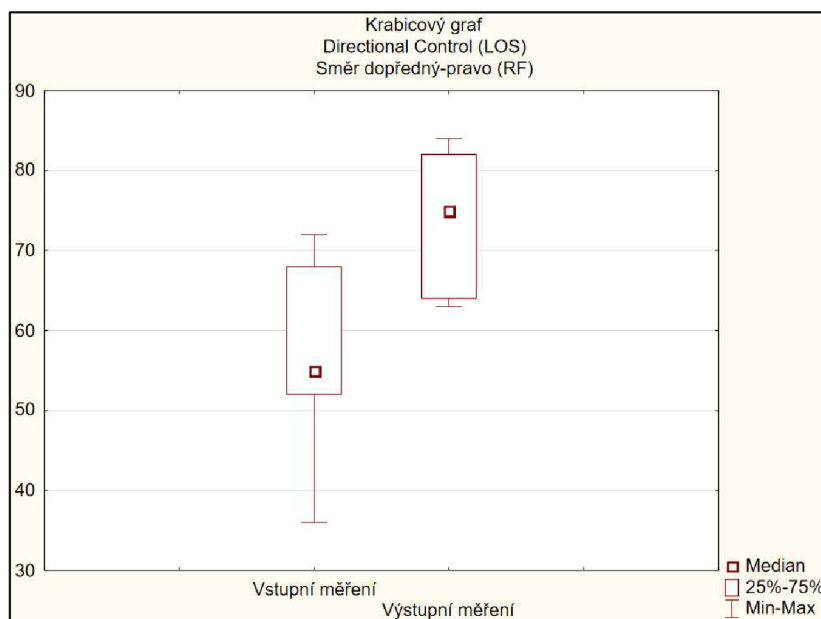
H_{A5}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru DCL k signifikantní změně.

Parametr DCL byl upraven, jak bylo popsáno výše. Pro ověření platnosti hypotézy byl použit Wilcoxonův párový test s hladinou statistické významnosti 0,05. Výsledky Wilcoxonova párového testu jsou zobrazeny v tabulce č. 5 (s. 42). Parametr DCL vyjadřuje v procentech míru kontroly pohybu COG v daném směru, resp. vzdálenost od přímého směru. 100 % je tedy přímý směr, zatímco nižší hodnoty vyjadřují míru odchylky od přímé trajektorie. Z výsledků vyplývá, že ke zpřesnění kontroly pohybu COG došlo ve směrech RF, RB, LB, L. Pro směr RF

Tabulka 5 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr DCL

Proměnná	LOS parametr Direction Control (vstupní x výstupní měření)					
	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
DCL – F – vstup	7	58,14286	58,00000	31,00000	88,00000	20,69967
DCL – F – výstup	7	50,85714	63,00000	0,00000	88,00000	32,22022
DCL – RF – vstup	7	56,14286	55,00000	36,00000	72,00000	11,69656
DCL – RF – výstup	7	73,42857	75,00000	63,00000	84,00000	9,55436
DCL – R – vstup	7	82,85714	85,00000	65,00000	93,00000	8,97085
DCL – R – výstup	7	82,71429	86,00000	60,00000	92,00000	11,35362
DCL – RB – vstup	6	31,16667	20,00000	0,00000	83,00000	31,83970
DCL – RB – výstup	7	44,71429	56,00000	0,00000	77,00000	31,97767
DCL – B – vstup	7	46,28571	52,00000	0,00000	82,00000	28,69793
DCL – B – výstup	6	39,50000	31,00000	0,00000	86,00000	35,47816
DCL – LB – vstup	7	37,00000	46,00000	0,00000	86,00000	34,13210
DCL – LB – výstup	7	44,85714	60,00000	0,00000	76,00000	33,16840
DCL – L – vstup	7	74,85714	81,00000	41,00000	92,00000	17,19911
DCL – L – výstup	7	85,42857	84,00000	80,00000	93,00000	4,27618
DCL – LF – vstup	7	67,57143	74,00000	32,00000	82,00000	17,28060
DCL – LF – výstup	7	63,57143	67,00000	29,00000	83,00000	17,73750
Wilcoxonův párový test (DCL – F): $p = 0,674987$						
Wilcoxonův párový test (DCL – RF): $p = 0,017961$						
Wilcoxonův párový test (DCL – R): $p = 0,735317$						
Wilcoxonův párový test (DCL – RB): $p = 0,345232$						
Wilcoxonův párový test (DCL – B): $p = 0,465209$						
Wilcoxonův párový test (DCL – LB): $p = 0,735317$						
Wilcoxonův párový test (DCL – L): $p = 0,062980$						
Wilcoxonův párový test (DCL – LF): $p = 0,735317$						

Legenda: DCL = Directional Control; F = směr dopředný; RF = směr dopředný-vpravo; R = směr vpravo; RB = směr dozadný-vpravo; B = směr dozadný; LB = směr dozadný-vlevo; L = směr vlevo; LF = směr dopředný-vlevo



Obrázek 7 Grafické znázornění změny parametru DCL pro směr dopředný-vpravo mezi vstupním a výstupním měřením

byla změna signifikantní. Tuto změnu graficky znázorňuje obrázek 7 (s. 42). Nulovou hypotézu můžeme tedy pro parametr DCL – RF zamítnout, a pro tento parametr tedy platí: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru DCL k signifikantní změně.

4.2.3 Ověření platnosti hypotézy H₀₆

H₀₆: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo v parametru MXE k signifikantní změně.

H_{A6}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru MXE k signifikantní změně.

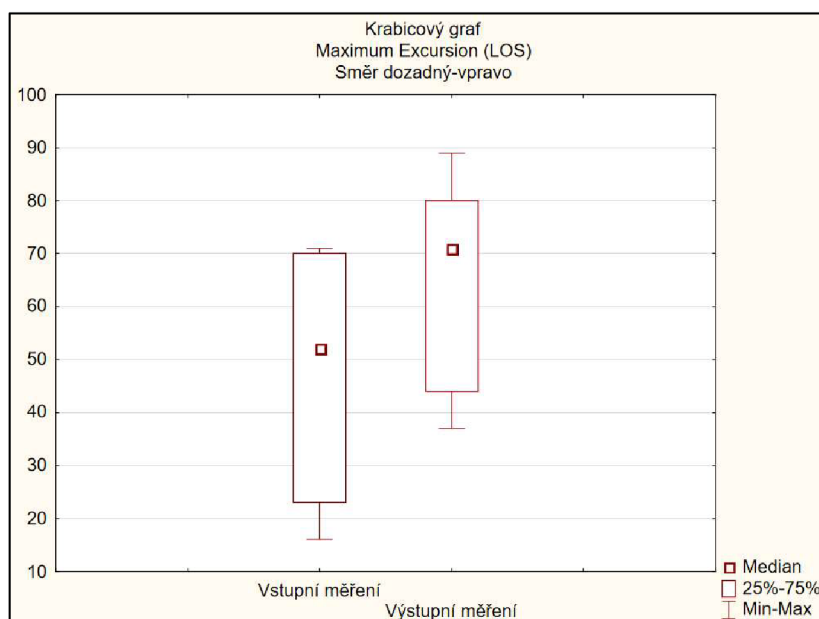
Parametr MXE byl upraven, jak bylo popsáno výše. Pro ověření platnosti hypotézy byl použit Wilcoxonův párový test s hladinou statistické významnosti 0,05. Výsledky Wilcoxonova párového testu jsou zobrazeny v tabulce č. 6 (s. 43).

Tabulka 6 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr MXE

Proměnná	LOS parametr Maximum Excursion (vstupní x výstupní měření)					
	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
MXE – F – vstup	7	44,00000	47,00000	28,00000	64,00000	13,08944
MXE – F – výstup	7	43,57143	46,00000	27,00000	51,00000	8,38366
MXE – RF – vstup	7	49,28571	49,00000	23,00000	71,00000	17,76433
MXE – RF – výstup	7	52,71429	52,00000	31,00000	72,00000	12,02379
MXE – R – vstup	7	61,14286	58,00000	39,00000	92,00000	20,07842
MXE – R – výstup	7	64,42857	66,00000	51,00000	79,00000	10,40604
MXE – RB – vstup	7	47,71429	52,00000	16,00000	71,00000	22,89625
MXE – RB – výstup	7	65,00000	71,00000	37,00000	89,00000	19,45079
MXE – B – vstup	7	48,14286	48,00000	27,00000	62,00000	12,40200
MXE – B – výstup	7	45,28571	53,00000	17,00000	61,00000	15,67072
MXE – LB – vstup	7	53,57143	53,00000	33,00000	78,00000	19,23415
MXE – LB – výstup	7	60,71429	63,00000	24,00000	92,00000	27,71109
MXE – L – vstup	7	60,85714	65,00000	42,00000	83,00000	13,76504
MXE – L – výstup	7	67,42857	76,00000	47,00000	81,00000	13,50132
MXE – LF – vstup	7	56,71429	52,00000	42,00000	77,00000	11,79992
MXE – LF – výstup	7	52,85714	55,00000	25,00000	66,00000	13,39687
Wilcoxonův párový test (MXE – F): p = 1,000000						
Wilcoxonův párový test (MXE – RF): p = 0,398025						
Wilcoxonův párový test (MXE – R): p = 0,753153						
Wilcoxonův párový test (MXE – RB): p = 0,027709						
Wilcoxonův párový test (MXE – B): p = 0,446873						
Wilcoxonův párový test (MXE – LB): p = 0,398025						
Wilcoxonův párový test (MXE – L): p = 0,236724						
Wilcoxonův párový test (MXE – LF): p = 0,612090						

Legenda: DCL = Directional Control; F = směr dopředný; RF = směr dopředný-vpravo; R = směr vpravo RB = směr dozadný-vpravo; B = směr dozadný; LB = směr dozadný-vlevo; L = směr vlevo; LF = směr dopředný-vlevo

Parametr MXE vyjadřuje v procentech maximální vzdálenost, které bylo dosaženo při posunu COG v daném směru. Výsledky zobrazují, že k nárůstu maximální možné vzdálenosti došlo ve směrech RF, R, RB, LB, L. Pro směr RB byla změna signifikantní. Tuto změnu graficky znázorňuje obrázek 8 (s. 44). Nulovou hypotézu můžeme tedy pro parametr MXE – RB zamítnout, pro tento parametr platí: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo v parametru MXE k signifikantní změně.



Obrázek 8 Grafické znázornění změny parametru MXE pro směr dozadný-vpravo mezi vstupním a výstupním měřením

4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení funkční mobility na základě hodnocení pomocí testu TUG?

Vědecká otázka č. 3 byla řešena pomocí jedné hypotézy, s cílem zjistit, zda u výzkumného souboru došlo ke snížení času potřebného pro vykonání testu TUG. Test TUG byl při vstupním a výstupním měření opakován třikrát a ve statistické analýze dat byl používán aritmetický průměr těchto tří naměřených časů. Čas je vyjádřen v sekundách.

4.3.1 Ověření platnosti hypotézy H₀₇

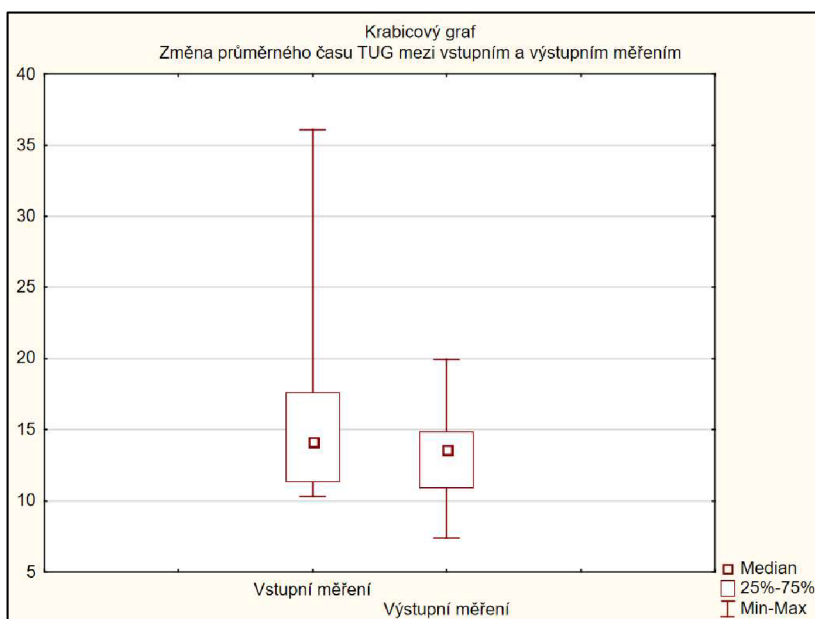
H₀₇: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo k signifikantní změně průměrného času potřebného pro vykonání testu TUG.

H_{A7}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo k signifikantní změně průměrného času potřebného pro vykonání testu TUG.

Pro ověření platnosti hypotézy byl použit Wilcoxonův párový test s hladinou statistické významnosti 0,05. Popisná statistika a výsledky Wilcoxonova párového testu jsou zobrazeny v tabulce č. 7 (s. 45). Je zřejmé, že mezi vstupním a výstupním měření došlo ke snížení průměrného času testu TUG (viz obrázek 9, s. 45). Dosažená hodnota statistické významnosti (p) je menší než hodnota 0,05, proto je změna signifikantní a je možné zamítnout nulovou hypotézu. Platí tedy: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo k signifikantní změně průměrného času potřebného pro vykonání testu TUG.

Tabulka 7 Popisná statistika a výsledky Wilcoxonova párového testu pro test TUG

Proměnná	Test TUG (vstupní x výstupní měření)					
	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
Průměrný čas TUG – vstup	7	17,19952	14,20333	10,33667	36,09333	8,765436
Průměrný čas TUG – výstup	7	13,27286	13,63000	7,40333	19,91667	3,854327
Wilcoxonův párový test: p = 0,017961						



Obrázek 9 Grafické znázornění změny průměrného času vykonání testu TUG mezi vstupním a výstupním měřením

4.4 Výsledky k vědecké otázce č. 4

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení rychlosti chůze na základě hodnocení pomocí testu 10MWT?

Vědecká otázka č. 4 byla řešena pomocí jedné hypotézy. Cílem bylo zjistit, zda u výzkumného souboru došlo ke zvýšení rychlosti chůze, resp. snížení času potřebného pro vykonání testu 10MWT. Test 10MWT byl při vstupním a výstupním měření opakován třikrát

a ve statistické analýze dat byl používán aritmetický průměr těchto tří naměřených časů. Čas je vyjádřen v sekundách.

4.4.1 Ověření platnosti hypotézy H₀₈

H₀₈: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo k signifikantní změně průměrného času potřebného pro vykonání testu 10MWT.

H_{A8}: Mezi vstupním a výstupním měřením došlo k signifikantní změně průměrného času potřebného pro vykonání testu 10MWT.

Pro ověření platnosti hypotézy byl použit Wilcoxonův párový test s hladinou statistické významnosti 0,05. Popisná statistika a výsledky Wilcoxonova párového testu jsou zobrazeny v příloze č. 10. Z výsledků vyplývá, že při výstupním měření byl průměrný čas potřebný pro vykonání testu 10MWT nepatrně vyšší než při vstupním měření. Dosažená hodnota statistické významnosti (*p*) je vyšší než hodnota 0,05, proto není změna signifikantní. Nulovou hypotézu nemůžeme zamítnout. Platí tedy: Mezi vstupním a výstupním měřením nedošlo k signifikantní změně průměrného času potřebného pro vykonání testu 10MWT.

4.5 Výsledky k vědecké otázce č. 5

Existuje korelace mezi výsledky klinických testů (TUG, 10MWT) a výsledky posturografických testů (LOS, MCT) u pacientů po CMP?

Vědecká otázka č. 5 byla řešena pomocí jedné hypotézy. Jejím cílem bylo zjistit, zda existuje statisticky významná korelace mezi signifikantními změnami parametrů, které byly zjištěny v předchozích hypotézách (H₀₁–H₀₈). Z posturografických testů byly změny signifikantní u těchto parametrů: *WS – F – M (ABS)* (směr vpřed střední rychlostí), *DCL –RF* (směr dopředný-vpravo), *MXE – RB* (směr dozadný-vpravo). U chůzových testů byly signifikantní změny nalezeny v testu TUG.

4.5.1 Ověření platnosti hypotézy H₀₉

H₀₉: Neexistuje korelace mezi parametry vykazující signifikantní změny naměřených pomocí klinických testů a parametry vykazující signifikantní změny naměřených pomocí dynamické počítačové posturografie.

H_{A9}: Existuje korelace mezi parametry vykazující signifikantní změny naměřených pomocí klinických testů a parametry vykazující signifikantní změny naměřených pomocí dynamické počítačové posturografie.

Z důvodu malého počtu osob ve výzkumném souboru byl zvolen pro korelační analýzu Spearmanův korelační koeficient. Korelační analýzou byly hodnoceny zmíněné parametry a jejich hodnoty ze vstupního měření, výstupního měření a jejich rozdíl. Výsledky analýzy zobrazují tabulky v příloze č. 11. Grafická znázornění rozložení hodnot v rámci matice bodových grafů a histogramy četností zobrazuje příloha č. 12. V žádné z hodnocených korelací nebyla nalezena hodnota statické významnosti vyšší než hladina 0,05. Z toho vyplývá, že závislost mezi parametry není statisticky významná. Nulovou hypotézu tedy nemůžeme zamítnout.

5 DISKUZE

5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení reaktivní posturální stability na základě hodnocení parametrů testu MCT?

Reaktivní posturální stabilita je důležitou součástí posturální kontroly při vykonávání činností denního života. Je aktivována zejména v situacích, kdy dochází k zevnímu narušení posturální stability, tedy např. při stožení v náhle brzdícím autobusu nebo při zakopnutí. Adekvátní reaktivní posturální stabilita je tedy významným prvkem v předcházení pádů (Beretta et al., 2019, s. 13; Bizovská et al., 2017, 55–58). Jak však ze studií vyplývá, reaktivní posturální stabilita může být porušena v důsledku neurologického postižení (Beretta et al., 2019, s. 16) a to včetně CMP (Lin et al., 2014, s. 857; Ikai et al., 2003, s. 468). S ohledem na závažnost problematiky pádů po CMP, která byla již popsána výše, nabízí se logicky otázka, zda je možné deficit v reaktivní posturální stabilitě omezit či eliminovat pomocí rehabilitační léčby.

K hodnocení vlivu rehabilitační léčby na reaktivní posturální stabilitu byl v této práci použit posturografický test MCT a jeho parametry WS, SS a LAT. Z výsledků parametru WS je zřejmé, že vyšetřovaní pacienti reagovali na posun plošiny asymetrickým zatížením DKK (viz tabulka 4, na s. 39). Tato asymetrie však byla při výstupním měření nižší, a to ve všech testovaných situacích. V situaci, v níž se plošina pohybovala vpřed střední rychlostí, byla změna statisticky významná. V průběhu rehabilitační léčby bylo tedy dosaženo větší symetrie v rozložení zatížení DKK. Tento nálezný částečně koresponduje s výsledky studie autorů Yanohara et al., (2014, s. 1761–1763), kteří po dobu 6 týdnů pozorovali u 34 pacientů po CMP v subakutním stádiu vývoj zatížení DKK ve statickém stožení na dvou silových plošinách. V této studii bylo zaznamenáno signifikantní snížení asymetrie stožení, a to už po 2 týdnech rehabilitační léčby. Obdobně ve studii Sackley (1991, s. 2–3), ve které bylo zkoumáno 70 pacientů v subakutní až chronické fázi po CMP, bylo zjištěno, že po 4 měsících terapie došlo k signifikantnímu snížení asymetrie stožení. Ačkoliv metodika těchto studií byla odlišná od metodiky této práce, dá se na jejich základě předpokládat, že pokud by bylo více pacientů ve výzkumném souboru a pokud by byla delší doba mezi jednotlivými měřeními, tak by bylo signifikantní změny symetrie dosaženo i v některých ostatních testovaných situacích.

Dále také výsledky parametru WS ukázaly (viz příloha č. 4), že při vstupním vyšetření byla při posunu plošiny zatížena více paretická DK. Stejně tak tomu bylo při výstupním měření, avšak s tím rozdílem, že zatížení paretické DK bylo tentokrát již menší. Výsledky

ohledně většího zatížení paretické DK jsou do jisté míry překvapivé a neshodují se s výsledky studie autorů Ikai et al. (2003, s. 466). V této studii byla srovnávána dynamická posturální kontrola 59 pacientů po CMP s 98 zdravými osobami za pomoci testu MCT. Bylo zjištěno, že oproti skupině zdravých jedinců vykazovali pacienti po iktu (a zejména ti s levostrannou hemiparézou) v parametru WS větší asymetrii, ve smyslu většího zatížení neparetické DK. Taktéž studie zabývající se statickým stojem u pacientů po CMP uvádějí, že tito nemocní často zatěžují více právě neparetickou DK (Turnbull, Charteris a Wall, 1996, s. 360; Sackley, 1991, s. 3). Jedním z možných vysvětlení tohoto nálezu je fakt, že řada pacientů v době vstupního měření už nějakou dobu absolvovala rehabilitační léčbu. Jednou z podmínek zařazení do výzkumu byla schopnost samostatné chůze. Avšak ne všichni pacienti byli schopni chůze hned po iktu, tudíž než byli zařazení do našeho výzkumu, uběhlo průměrně 18 dní. Je zde tedy určitá možnost, že se ve výsledcích promítají naučené pohybové strategie z absolvovaných terapií před vstupním měřením. V některých fyzioterapeutických konceptech, např. Bobath konceptu, se k symetrizaci stoje a chůze cíleně zařazuje do terapie nácvik zatížení paretické DK (Hesse et al., 1998, s. 519–520). Dále byl v otázce většího zatížení paretické DK uvažován vliv dominance končetin. Nicméně, jak ukázaly výsledky studie autorů Menezes et al. (2017, s. 28–29), pacienti po CMP, jejichž dominantní DK byla postižena parézou, vykazovaly podobný stupeň impairmentu, jako pacienti postiženi parézou na nedominantní DK. Vliv dominance končetin v naší otázce je tedy málo pravděpodobný. V neposlední řadě nutno uvažovat možnost, že se ve výzkumném souboru mohl vyskytovat pacient s lehkou variantou pusher syndromu, ačkoliv nám není známo, že by některý z pacientů měl tento syndrom diagnostikovaný. Pacienti s tímto syndromem mají tendenci se odtláčet od neparetické DK a tím více zatěžovat paretickou DK. Zatížení paretické DK se však může díť až takovou měrou, že dojde k pádu (Karnath a Broetz, 2003, s. 1119–1120). Pokud v našem výzkumném souboru byl pacient s tímto syndromem, jehož projevy však byly klinicky nevýrazné, mohlo dojít ke zkreslení výsledných hodnot.

V parametru SS nebyla nalezena žádná signifikantní změna, nicméně za povšimnutí stojí vývoj symetrie aktivní silové odpovědi, kterou zobrazuje příloha č. 6. Je zřejmé, že při všech posunech plošiny směrem vzad došlo mezi vstupním a výstupním měřením ke zhoršení asymetrie, zatímco při posunech plošiny směrem vpřed došlo ke zlepšení. Roli by v tomto kontrastu mohly sehrávat posturální strategie a jejich příslušné svalové synergie. Jak zmiňují autoři Tasseel-Ponche, Yelnik a Bonan (2015, s. 330), osoby po CMP často při vychýlení COP využívají kyčelní strategii. Je-li využívána převážně tato posturální strategie, tak při pohybu plošiny vpřed jsou aktivovány především svaly paraspinální a poté ischiokrurální. Při pohybu

plošiny vzad jsou aktivní zejména svaly břišní stěny a m. QF (Shumway-Cook a Woollacott, 2007, s. 168). Ve studii autorů Ramsay et al. (2011, s. 2 a 16) byla zkoumána atrofie vybraných svalů pomocí magnetické rezonance u pacientů po CMP v chronické fázi. Při srovnání paretické a neparetické strany těla bylo zjištěno, že paretický m. semitendinosus (ST) obsahoval o 12 % více nekontraktilních tkání (zejm. intramuskulární tuk) než neparetický ST. Obdobně u paretického m. semimembranosus (SM) to bylo o 10 % více a u m. biceps femoris o 35–36 % více nekontraktilních tkání. U m. QF byla situace následující: m. rectus femoris 28 %, m. vastus medialis 28 %, m. vastus lateralis 37 %, m. vastus intermedius 24 %. Ztráta aktivních svalových vláken a jejich substituce za nekontraktilní tkáně vede ke změnám mechanických a silových vlastností svalu. Tato zjištění tedy naznačují, že m. QF může mít významnější tendence podléhat atrofii více než ischiokrurální svaly, zejm. m. SM a ST, což by mohlo vysvětlovat optimálnější reakci pacientů z našeho výzkumného souboru při posunu plošiny směrem vpřed. Obdobně by tuto naši úvahu mohlo podporovat zjištění studie autorů Fujita et al. (2015, 816–817), že pacienti po CMP, kteří měli potíže s posturální stabilitou (hodnoceno pomocí BBS) a sebeobsluhou měli zároveň signifikantně nižší sílu svalů břišní stěny.

V parametru LAT nebyla nalezena žádná signifikantní změna. U zdravých osob ve věkovém rozmezí 70–79 let jsou normativní tyto hodnoty:

- dozadný pohyb plošiny rychlost M = 135–151ms;
- dozadný pohyb plošiny rychlost L = 133–158ms;
- dopředný pohyb plošiny rychlost M = 142–161ms;
- dopředný pohyb plošiny rychlost L = 136–153ms

(Balance Manager Systems, nedatováno, s. 142).

Hodnoty z posunů rychlostí M a L mají více vypovídající hodnotu při hodnocení motorického systému a jeho poruch u pacientů s posturální instabilitou. Při posunu S rychlostí může být automatická posturální reakce nevýrazná, a tudíž latence může být značně variabilní (Nashner in Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 291). V našem měření je možno si povšimnout, že naměřené hodnoty latence pro paretickou i neparetickou DK se ve většině případů pohybují v rámci zmíněné normy. Avšak pro některé testované situace (např. při dozadném posunu plošiny rychlostí M – viz příloha č. 8) je zřejmé, že naměřené hodnoty pro paretickou DK se pohybují kolem horní hranice normy, zatímco na neparetické DK se hodnoty pohybují spíše naopak u spodní hranice normy (např. dopředný posun plošiny rychlostí L – viz příloha č. 7). To naznačuje, že reakce na neparetické DK proběhly v některých testovaných situacích rychleji a efektivněji. To by odpovídalo výsledkům studie autorů Ikai et al. (2003, s. 468), kteří zjistili, že u osob po iktu byla na paretické DK latence zvýšená ve srovnání

s neparetickou DK, jejíž latence naopak odpovídala normativním hodnotám zdravých osob. Ke stejným výsledkům dospěli i Al-Zamil (1998, s. 25), který navíc uvádí, že abnormální latence se vyskytovala až u 75 % vyšetřovaných pacientů po CMP. Zvýšená latence může souviset s poruchou centrálního zpracování aferentních informací, senzoryckým deficitem (Kolářová et al., 2019, s. 32), pomalým nárůstem svalové aktivity nebo změnami časoprostorové koordinace svalových synergií (Oliveira et al., 2008, s. 1217).

5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení proaktivní posturální stability na základě hodnocení parametrů testu LOS?

Dynamické aspekty posturální kontroly, mezi něž se řadí i schopnost zachovat posturální stabilitu při vykonávání úmyslného pohybu, jsou elementární součástí řady aktivit denního života (Goldie, Evans a Matyas, 1996a, s. 315). Proaktivní posturální kontrolu je možné testovat pomocí tzv. limitů stability (Bizovská et al., 2017, s. 59), které jsou definovány jako maximální volní posuny COP směrem k vnějším limitům BOS (Tasseel-Ponche, Yelnik a Bonan, 2015, s. 330; Bizovská et al., 2017, s. 59). Takto definovaným limitům stability odpovídá v posturografickém testu LOS (NeuroCom®) parametr MXE (Kolářová et al., 2019, s. 22).

V našem výzkumu bylo zjištěno, že po absolvování terapie došlo signifikantnímu zvýšení hodnot parametru MXE, a to konkrétně ve směru dozadněm-vpravo (MXE – RB), resp. ve směru diagonálně vzad na neparetické DK. Jelikož parametr MXE vyjadřuje procentuálně limity stability a 100 % představuje teoreticky nejlepší možný výsledek, je zřejmé, že došlo k signifikantnímu zlepšení limitů stability pro MXE – RB. K nárůstu hodnot MXE došlo i ve směrech RF, R, LB a L, změna ale nedosáhla hladiny statistické významnosti.

Tyto výsledky částečně korespondují s výsledky studie autorů Tung et al. (2010, s. 537). V rámci této studie byl sledován vývoj limitů stability, konkrétně parametrů MXE a DCL, pomocí posturografu Balance Master System (NeuroCom®) u pacientů v chronické fázi CMP. Limity stability byly pozorovány jen pro směr anteriorní a směry laterolaterální. Pacienti byli rozděleni na skupinu kontrolní a experimentální, přičemž experimentální skupina měla ke klasické léčebné rehabilitaci (3krát týdně 30 minut, po dobu 4 týdnů) navíc 15 minut specifického nácviku vstávání ze sedu do stoje v různých variacích. Signifikantní změny v testu LOS byly pozorovány jen u experimentální skupiny. Pro parametr MXE to byly změny ve směru vpřed a ve směru paretické strany. V našem měření byl obdobně pozorován trend ke zlepšení ve směru paretické strany (MXE – L). S touto studií se ale neshoduje vývoj hodnot

pro směr vpřed (MXE – F) z našeho měření. Tyto hodnoty v našem měření projevovali naopak spíše klesající trend.

Podobnost s našimi výsledky byla nalezena také ve studii autorů Alfeeli et al. (2013, s. 252–253). V této studii byla za pomoci testu LOS sledována posturální stabilita u 36 pacientů, kteří prodělali CMP průměrně před 22 měsíci, a měli průměrně 54 let. Tito pacienti absolvovali po dobu 3 měsíců terapii sestávající se z balančního tréninku s využitím vizuální zpětné vazby (posturograf SMART Balance Master NeuroCom®) a z konvenční fyzioterapie. Balanční trénink absolvovali dvakrát týdně, fyzioterapii třikrát týdně. Výsledky po absolvování programu ukázaly, že došlo k signifikantnímu zlepšení jak v parametru MXE (konkrétní směry autoři neuvádí), tak i v dalších parametrech LOS: EPE, RT, MVL. Součástí výzkumu této studie bylo také porovnání výsledků parametrů LOS pacientů po iktu s výsledky zdravých jedinců. Bylo zjištěno, že pacienti po CMP měli signifikantní deficit ve všech parametrech LOS.

Deficit v limitech stability u pacientů po CMP zmiňují i další autoři. Například Goldie et al. (1996a, s. 317–320) porovnávali skupinu 20 pacientů v subakutní fázi po CMP se skupinou 20 zdravých osob za pomoci silové plošiny Kistler. Bylo prokázáno, že limity stability byly u pacientů po CMP sníženy, a to jak ve směru anteroposteriorním, tak laterolaterálním. Bylo také pozorováno, že v laterolaterálním směru je deficit přítomen jak na paretické straně, tak překvapivě i na neparetické straně. Avšak na neparetické straně byl deficit vyjádřen menší měrou. K obdobným výsledkům došli také Dettmann, Linder a Sepic (1987, s. 82), kteří se však zaměřili na pacienty v chronické fázi po CMP (průměrně 2 roky po iktu). Je tedy zřejmé, že deficit v limitech stability může být přítomen, jak v subakutní, tak chronické fázi po iktu. Možnými příčinami omezení schopnosti posunu těžiště v prostoru je narušení excentrické kontroly kolenního kloubu na paretické DK (Eng a Chu, 2002, s. 8), senzomotorický deficit, svalová slabost nebo kognitivní poruchy (Goldie, Evans a Matyas, 1996a, s. 321). Dault et al. (2003, s. 233 a 235) také zmiňují, že posturální nestabilita při přesunech COP v sagitální rovině může být negativně ovlivněna stárnutím, zatímco nestabilita ve frontální rovině více souvisí s posturálními problémy po CMP.

Dále byly v našem výzkumu hodnoceny parametry EPE a DCL. V parametru EPE nebyla nalezena žádná signifikantní změna, což se neshoduje se studií Alfeeli et al. (2013, s. 252), kde signifikantní změna zaznamenána byla. Avšak pacienti z výzkumného souboru této studie byli v chronické fázi CMP a jejich průměrný věk byl podstatně nižší než v naší práci, což může být příčinou zmíněné neshody.

V parametru DCL byla nalezena staticky významná změna, a to ve směru dopředném-vpravo (DCL–RF), resp. ve směru diagonálně dopředném na neparetické DK. Dále došlo ke zlepšení, ač nesignifikantnímu, v těchto směrech: RB, LB, L.

Opět je jistou podobnost možné nalézt ve studii Tung et al. (2010, s. 537), která byla detailněji popsána výše. Signifikantní změny v parametru DCL byly v této studii nalezeny jen u experimentální skupiny, přičemž došlo ke zpřesnění kontroly jak směrem k paretické, tak směrem k neparetické straně. V našem měření je pozorovatelný obdobný trend ve zlepšení hodnot DCL na paretické straně (DCL – L).

Naše výsledky ohledně signifikance v parametru DCL se neshodují s výsledky již zmíněné studie Alfeeli et al. (2013, s. 253). V této studii nebyla zaznamenána statisticky významná změna v parametru DCL u pacientů po CMP po absolvování terapeutického programu. Jak uvádějí Sánchez-Sánchez et al. (2018, s. 20 a 24) vysvětlení tohoto nesouladu by mohlo spočívat v samotné formě terapie. Ve studii těchto autorů byl za pomoci silové plošiny Dinascan sledován mimo jiné i vývoj DCL u dvou skupin pacientů v subakutní fázi CMP. Obě skupiny pacientů absolvovaly konvenční fyzioterapii sestávající se z různých fyzioterapeutických přístupů na neurofyziologickém podkladě. Experimentální skupina pacientů však měla do terapie zařazeny speciální terapeutické techniky zaměřené na zlepšení posturální stability, disociace pohybu a čítí. U obou skupin došlo ke zlepšení DCL, ale u experimentální skupiny bylo zlepšení výraznější, a tento rozdíl mezi skupinami byl statisticky významný. Na základě tohoto zjištění autoři studie předkládají domněnku, že zlepšení DCL by mohlo souviset více se zlepšením senzomotorické kontroly a síly paretické DK než se samotným balančním tréninkem.

Zlepšení přesnosti přesunů COP ve frontální rovině u pacientů po CMP v subakutní fázi zmiňují také autoři De Haart et al. (2005, s. 759). V průběhu 12týdenní terapie (5krát týdně 30 minut fyzioterapie a 3x týdně 30 minut ergoterapie) došlo ke zlepšení přesnosti přesunů COP, a to takovou měrou, že při výstupním měření dosahovali pacienti po iktu hodnot zdravých jedinců.

5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení funkční mobility na základě hodnocení pomocí testu TUG?

Funkční mobilita je definována jako způsob, jakým jsou lidé schopni se pohybovat v prostoru za účelem přesunu z místa na místo a za účelem účasti na aktivitách denního života (Forhan a Gill, 2013, s. 130). V kontextu CMP je stěžejním prvkem funkční mobility zejména

schopnost přesunů (např. vstávání ze židle či postele, nebo naopak usedání na ně), dále pak schopnost chůze a schopnost otočit se v prostoru. Všechny tyto prvky významně podporují zachování soběstačnosti pacienta. V opačném případě, kdy je funkční mobilita snížena, dochází k poklesu celkové aktivity pacienta a jeho sociální izolaci, což vede k výraznému snížení kvality života. V konečném důsledku toto může vést k vyšší míře morbidity a mortality (Buarp, Rafsten a Sunnerhagen, 2020, s. 2179).

Validním nástrojem pro hodnocení funkční mobility je test TUG (Podsiadlo a Richardson in Buarp, Rafsten a Sunnerhagen, 2020, s. 2180). Persson et al. (2014, s. 3–4) na základě pozorování 91 osob po iktu po dobu jednoho roku uvádějí, že test TUG je dostatečně citlivý k průběžnému hodnocení změn mobility u pacientů po CMP. Autoři však také zmiňují, že v jejich studii byla citlivost testu adekvátní pouze během prvních tří měsíců po prodělaném iktu. V pozdějších měsících po CMP neodhalil TUG signifikantní změny. Navzdory tomuto zjištění Flansbjer et al. (2005, s. 79) poukazují na vysokou reliabilitu testu TUG také u pacientů v chronické fázi CMP (16 až 18 měsíců po iktu).

Ve výsledcích našeho měření je patrné snížení průměrného času potřebného pro vykonání testu TUG, a to z původních 17,20 s na výstupních 13,27 s. Tato změna byla vyhodnocena jako signifikantní. Jak zmiňují Buarp, Rafsten a Sunnerhagen (2020, s. 2180), nižší čas testu TUG značí lepší funkční mobilitu. Je tedy zřejmé, že u našeho výzkumného souboru došlo mezi vstupním a výstupním měřením ke zlepšení funkční mobility.

Obdobných výsledků bylo dosaženo ve studii autorů Huh et al. (2015, s. 998), ve které byla zkoumána účinnost balančního tréninku s využitím balančního trenažéru BalPro. 40 pacientů v subakutní fázi CMP bylo rozděleno na experimentální a kontrolní skupinu, a absolvovalo 2týdenní fyzioterapeutický program (60 minut, pět dní v týdnu). Experimentální skupina měla v rámci programu zařazený i trenažér BalPro. Při vstupním měření byly v testu TUG naměřeny hodnoty 17,75 s (experimentální skupina) a 17,00 s (kontrolní skupina). Při výstupním měření byly hodnoty následující: 13,95 (experimentální skupina) a 14,43 (kontrolní skupina). I zde bylo terapií dosaženo statisticky významné změny.

Na základě pozorování 96 pacientů po dobu 12 měsíců od vzniku CMP autoři Persson, Hansson a Sunnerhagen (2011, s. 350–351) stanovili jako hraniční hodnotu testu TUG 15 sekund. Je-li průměrný čas potřebný pro absolvování testu TUG vyšší než 15 sekund, je nutno uvažovat zvýšené riziko pádu. V našem měření se průměrný čas TUG snížil z původních 17,20 s na 13,27 s. Je zřejmé, že po absolvování terapie byl průměrný čas testu TUG snížen pod hraniční hodnotu 15 s, a tedy že došlo ke snížení rizika pádu.

Nutno však dodat, že normální funkční mobilitě u zdravých jedinců odpovídá v testu TUG čas 10 sekund a méně (Lysack in Buvarp, Rafsten a Sunnerhagen, 2020, s. 2180; Shumway-Cook a Woollacott, 2017, s. 412). Podobně také Bohanon (2006, s. 68) udává pro zdravé seniory ve věku 70 až 79 let rozpětí normativních hodnot na 8,2 – 10,2 s. Je tedy očividné, že i přes výrazné zlepšení v průměrném času TUG u našeho výzkumného souboru, přetrvává oproti zdravým jedincům určitý deficit. To se shoduje i se studii autorů Ng a Hui-Chan (2005, s. 1644) a Faria, Teixeira-Salmela a Nadeau (2015, s. 199–200), kde taktéž pacienti po CMP měli oproti zdravým jedincům výrazně vyšší čas testu TUG.

Možnou příčinou tohoto deficitu může být například snížená svalová síla plantárních flexorů chodidla na paretické DK, snížená rychlost chůze (Ng a Hui-Chan, 2005, s. 1645–1646), oslabené flexory a extenzory kolenního kloubu na paretické DK (Flansbjer, Downham a Lexell, 2006, s. 977), ale také strach z pádu (Faria, Teixeira-Salmela a Nadeau, 2015, s. 201).

Jak naznačuje studie autorů (Son a Park, 2019, s. 37), určitý vliv na výsledný čas v testu TUG může mít i směr otáčení kolem značky vymezující vzdálenost 3 metrů od židle. V této studii bylo při zkoumání 113 osob po CMP zjištěno, že bylo-li otáčení v testu TUG vykonáno směrem k neparetické DK (neparetickou DK probíhala osa otáčení), byl výsledný čas testu TUG vyšší. V jiné studii (Faria, Teixeira-Salmela a Nadeau, 2015, s. 200) však autoři dospěli k opačnému závěru, a tedy že směr otáčení nemá vliv na výsledný čas testu TUG. Směr otáčení v základním popisu testu TUG není standartně definován, proto v našem měření nebyl tento potenciaálně ovlivňující faktor brán v potaz.

Za povšimnutí stojí také pohled na výsledky testu TUG v kontextu druhého chůzového testu v našem měření – 10MWT (viz příloha č. 10). V testu 10MWT nebyly zaznamenány žádné signifikantní změny, a trend, který jsme zaznamenali, byl spíše ve smyslu nárůstu času, tj. snížení rychlosti chůze. Naopak v TUG bylo zaznamenáno výrazné snížení času pro vykonání testu. Vyvstává tedy otázka, které prvky funkční mobility byly terapií pozitivně ovlivněny, jestliže pokles času TUG nesouvisel se zvýšenou rychlostí chůze. Test TUG se skládá z několika různých funkčních aktivit. Jednou z nich je vstávání ze židle, které se řadí do tzv. *sit-to-stand* aktivit. Bylo zjištěno, že pacienti po CMP jsou v *sit-to-stand* aktivitách pomalejší než zdraví jedinci (Cheng et al., 1998, s. 1043). Lee, Wang a Yang in Tung et al. (2010, s. 534) pak zmiňují středně silnou korelaci mezi časem provedení *sit-to-stand* aktivit a mírou přesnosti v přesunu COM v daném směru, čemuž odpovídá v našem měření parametr DCL. Vzhledem k tomu, že v našem měření došlo k signifikantnímu nárůstu hodnot v parametru DCL – RF, můžeme na základě toho předpokládat, že došlo i ke snížení času pro

provedení sit-to-stand aktivity v testu TUG, a tudíž k celkovému snížení času potřebného pro vykonání testu.

5.4 Diskuze k vědecké otázce č. 4

Dochází u pacientů po CMP po absolvování terapie ke zlepšení rychlosti chůze na základě hodnocení pomocí testu 10MWT?

Rychlost chůze je základním a dostatečně citlivým indikátorem pro hodnocení výkonu chůze u pacientů po CMP (Goldie, Matyas a Evans, 1996b, s. 1079; Dickstein, 2008, s. 649). Je také doporučována jako vhodné měřítko průběžných výsledků rehabilitační léčby (Richards et al. in Goldie, Matyas a Evans, 1996b). V našem měření byl pro hodnocení rychlosti chůze použit chůzový test 10MWT. Ze srovnávací systematické review autorů van Bloemendaal, van de Water a van de Port (2012, s. 2207) vyplývá, že 10MWT je dostatečně validním a reliabilním testem pro hodnocení pacientů po CMP.

U pacientů po CMP může být rychlost chůze významně snížena (Dean, Richards a Malouin, 2001, s. 417). Například ve studii autorů Goldie, Matyas a Evans (1996b, s. 1077) bylo zjištěno, že rychlost chůze u pacientů v subakutní fázi CMP byla oproti zdravé populaci nižší průměrně o 61,4 %. Po 8týdenní rehabilitační léčbě byl deficit v rychlosti chůze podstatně nižší, ale přesto stále činil v průměru 44,9 %. Deficit v rychlosti chůze může souviset s výrazným snížením kvality života. To potvrzuje například studie autorů Khanittanuphong a Tipchatyotin (2017, s. 137–139), v níž byla potvrzena u pacientů po iktu signifikantní korelace mezi rychlostí chůze a jednotlivými prvky kvality života, tj. mobilitou, silou, vykonáváním aktivit denního života, sociální participací ad.

V řadě studií bylo zaznamenáno, že po absolvování rehabilitační léčby došlo u pacientů po CMP ke zlepšení rychlosti chůze (Garland et al., 2003, s. 1755; Jung, Cho a In, 2016, s. 942; Goldie, Matyas a Evans, 1996b, s. 1078). V našem měření však signifikantní zlepšení rychlosti chůze, potažmo průměrného času potřebného pro absolvování testu 10MWT, zaznamenáno nebylo (viz příloha č. 10). Bylo pozorováno spíše nepatrné zvýšení průměrného času, a to z původních 5,09 sekund na výstupních 5,21 sekund. Nejpravděpodobnější příčinou skutečnosti, že v našem měření nedošlo k signifikantnímu zlepšení rychlosti chůze, jako ve studiích zmíněných výše, je fakt, že počet dní mezi vstupním a výstupním měřením byl ve studiích podstatně vyšší. V našem výzkumu byl průměrný počet dní mezi měřeními 8,14 dní. Ve zmíněných studiích tato doba činila 4 až 8 týdnů. Pacienti z výzkumných souborů těchto studií absolvovali déle rehabilitační léčbu a výsledky tudíž mohly nabývat průkaznějších hodnot.

5.5 Diskuze k vědecké otázce č. 5

Existuje korelace mezi výsledky klinických testů (TUG, 10MWT) a výsledky posturografických testů (LOS, MCT) u pacientů po CMP?

Zkoumání vztahů a souvislostí mezi klinickými a laboratorními testy je zcela zásadní pro rozšíření poznání o motorickém řízení člověka zahrnující také posturální kontrolu (Latash in Frykberg et al., 2007, s. 448). Kombinace kvantitativní posturografie a klinických testů může pomoci zlepšit chápání posturálního impairmentu a disability u pacientů po CMP. Statická a dynamická posturografie poskytuje informace o skrytých mechanismech posturální kontroly, zatímco klinické balanční testy hodnotí funkční kapacitu (Kamphuis et al., 2013, s. 11; Sawacha et al., 2013, s. 6).

Korelace testů MCT a TUG

V našem měření byla jako první zkoumána korelace mezi parametrem WS – F – M (ABS) (test MCT) a testem TUG. Pro žádnou ze situací (vstup, výstup, rozdíl) nebyla nalezena signifikantní korelace. Z toho vyplývá, že zatížení DK při pohybu plošiny ve směru dopředném střední rychlostí nesouvisí se schopností funkční mobility.

Vztahy mezi testy MCT (či jeho obdobou) a TUG u pacientů po CMP se dle naší rešeršní činnosti nezabývala doposud žádná ze studií. Exaktní srovnání výsledků tedy není možné, nicméně některé ze studií nabízí alespoň částečnou podobnost. Tak například ve studii Sackley (1990, s. 180–182) je zmíněna signifikantní korelace mezi asymetrickým zatížením DKK v klidném stoji a motorickými funkcemi u pacientů v subakutním stádiu po iktu. Motorické funkce byly v této studii hodnoceny pomocí Rivermead Motor Assessment Scale, která mimo jiné zahrnuje hodnocení některých pohybových činností, které odpovídají prvkům testu TUG, např. vstávání ze židle, usedání na židli, chůze na 10 m, otáčení se apod. Dále ve studii autorů Sawacha et al. (2013, s. 6) byla zjištěna silná korelace mezi parametry popisující vlastnosti COP (výchyly v prostoru, rychlost výchylek apod.) v klidném stoji a časem testu TUG u pacientů po CMP. Signifikantní korelace mezi asymetrickým zatížením DKK a Emory Functional Ambulation Profile, jehož součástí je test TUG, byla nalezena také ve studii autorů Adegoke, Olaniyi a Akosile (2012, s. 89). Pro test TUG byla v této studii nalezena nejsilnější korelace ze všech subtestů.

Na základě zmíněných studií se dá předpokládat, že určitá korelace mezi parametry MCT a TUG existuje, nicméně v našem výzkumu nebyla významná korelace nalezena. Hlavním ovlivňujícím faktorem je zřejmě nízký počet osob v našem výzkumném souboru a nízký počet dní mezi měřeními.

Korelace testů LOS a TUG

Dále byla v našem měření zkoumána korelace mezi parametry testu LOS, a to DCL – RF a MXE – RB, a testem TUG. Pro žádnou ze situací (vstup, výstup, rozdíl) nebyla nalezena signifikantní korelace. Z našich výsledků tedy plyne, že schopnost funkční mobility nesouvisí se schopností kontroly směru přesunu COG ve směru dopředném-vpravo na neparetické DK (DCL – RF) a s maximální dosaženou vzdáleností přesunu COG ve směru dozadném-vpravo na neparetické DK (MXE – RB).

Opět je nutné poznamenat, že studií, zabývajících se korelací mezi testy LOS a TUG, není mnoho. Wagatsuma et al. (2019, s. 175) objevili silnou korelaci mezi svalovou silou (svalů trupu a DKK) a parametrem MXE (autoři počítali s kompozitní hodnotou). Nejsilnější korelace pak byla mezi MXE ve směru vzad a svalovou silou na paretické DK. V této studii nebyla zkoumána souvislost s testem TUG. Výsledky jiných studií (Isho a Usuda, 2016, s. 91; Kim, Lee a Jeon, 2015, s. 2956) však naznačují, že výsledný čas v testu TUG úzce souvisí s výkonem a koordinací trupového svalstva. Je tedy pravděpodobné, že by pozitivní korelace mezi TUG a MXE mohla existovat, ačkoliv v našem měření nalezena nebyla.

Bower et al. (2014, s. 7) uvádějí nález středně silné korelace mezi mediolaterálními přesuny COP a časem testu TUG. Dále někteří autoři (Goldie et al., 1996c, s. 340; Dettmann, Linder a Sepic, 1987, s. 86) shodně uvádějí silnou závislost mezi výkonem chůze a schopností přenášení COP na paretickou DK.

Dijk et al. (2017, s. 8) zaznamenali signifikantní korelaci mezi schopností maximálního přesunu COP (ve studii parametr Distance) a škálou BBS, a to ve směru laterálním a diagonálně-dopředném na paretické DK, a ve směru laterálním, diagonálně-dopředném a diagonálně-dozadném na neparetické DK. BBS hodnotí vykonání 14 pohybových úkolů, mimo jiné také například vstávání ze sedu do stoje, usedání ze stoje do sedu, schopnost otočení se o 360°, stoj na jedné noze, ná kroky na schůdek apod. (Bastlová et al., 2015, s. 9 a 44–47). Zahrnuje tedy funkční pohybové úkoly, které jsou do určité míry taktéž součástí testu TUG. Z toho důvodu by bylo opět možné uvažovat o existenci souvislostí mezi testy TUG a LOS. Opačné tvrzení pak předkládají autoři Kannan et al. (2021, s. 10) kteří uvádějí, že nepozorovali souvislost mezi testy LOS a TUG. Jejich výzkum se však zaměřoval pouze na parametr MVL, proto srovnání s našim výzkumem není zcela adekvátní.

5.6 Limity práce

Nutno zmínit, že tato práce má své limity, které mohly negativně ovlivnit výzkumnou část práce. Hlavním limitem je nízký počet osob ve výzkumném souboru (7 pacientů), druhým

neméně významným limitem je pak nízký počet dnů mezi jednotlivými měřeními (průměrně 8,14 dnů). Tyto dva limity úzce souvisí s omezenými podmínkami výzkumu, které bylo nutné akceptovat z důvodu aktuálně probíhající epidemie onemocnění Covid-19.

Dalším faktorem, který může mít vliv na výsledné hodnoty, je fakt, že pacienti z výzkumného souboru neabsolvovali striktně totožný rehabilitační program. Jak již zaznělo výše, pacienti na Oddělení rehabilitace FNOL zpravidla absolvují 2 hodiny terapie denně, přičemž jsou využívány fyzioterapeutické koncepty na neurofyziologickém podkladě (např. Proprioceptivní neuromuskulární stabilizace, Bobath koncept ad.), dále ergoterapie a přístrojová rehabilitace. Každému pacientovi je rehabilitační program individuálně upravován dle jeho aktuálního impairmentu a disability. Taktéž doba hospitalizace, a tedy doba rehabilitačního programu, se z důvodu individuálního přístupu a vývoje zdravotního stavu mohla lišit.

Určitý vliv může mít také skutečnost, že měření neprobíhala vždy ve stejnou denní dobu, a dále také to, že mezi jednotlivými testy nebyla stanovena jednotná pauza. Absence jednotně stanovené pauzy byla zřetelná zejména při posturografickém měření. Pokud byl pacient toho schopen, absolvoval MCT a LOS ihned po sobě. Někteří pacienti však po MCT pociťovali únavu, proto jsme jim poskytli prostor pro krátký odpočinek v řádu jednotek minut. Tento faktor mohl mít negativní vliv na výsledky výzkumu, a proto by při budoucích měřeních měl být brán v potaz v testovacím protokolu, tak jak je tomu v některých studiích (Wagatsuma et al., 2019, s. 174; Flansbjer et al., 2005, s. 76).

Dalším potenciálně ovlivňujícím faktorem je věk pacientů z výzkumného souboru. Průměrný věk pacientů byl 70,0 roků (SD 8,93), přičemž nejmladší pacient měl 55 roků, nejstarší pak 83 roků. Z výsledků studie autorů Halmi et al. (2020, s. 3–4) je zřejmé, že skupina pacientů po CMP mladších 65 let vykazovala zvýšenou instabilitu pouze při dynamické posturografii, zatímco skupina pacientů nad 65 let byla signifikantně nestabilní i za statických podmínek. Taktéž Fujiwara et al. (2007, s. 491) zmiňují, že adaptabilita posturální kontroly výrazně klesá po 60. roce života, a to bez ohledu na pohlaví. Dá se tedy předpokládat, že posturální instabilita je určitou měrou závislá i na věku, přičemž roli mohou hrát degenerativní procesy CNS. S ohledem na náš výzkumný soubor, který byl co se týče věku relativně nehomogenní, je nutné i tento faktor brát v potaz.

5.7 Přínos pro klinickou praxi

Navzdory zmíněným limitům se domníváme, že tato práce může mít pozitivní přínos pro klinickou praxi. Hlavním poznatkem, který z výzkumné části vyplývá, je zjištění,

že v průběhu absolvování rehabilitační léčby na Oddělení rehabilitace FNOL došlo u pacientů z výzkumného souboru ke statisticky významnému zlepšení některých ze sledovaných parametrů. Tato pozitivní změna byla zaznamenána i navzdory krátké době mezi měřeními. K signifikantnímu zlepšení došlo v testu MCT (parametr WS), LOS (parametry DCL a MXE) a v testu TUG. Všechny tyto testy svým specifickým způsobem hodnotí posturální kontrolu a její aspekty. Zlepšení výkonu v těchto testech, byť v jednotlivých parametrech, po terapii vypovídá zejména o zlepšení dynamické posturální kontroly.

Toto zjištění je pak v souladu se závěry řady studií, které byly zmíněny v diskuzi k jednotlivým vědeckým otázkám. Hlavním sdělením těchto studií je, že terapie u pacientů po CMP má smysl a přináší měřitelné výsledky.

Dalším přínosem této práce může být alespoň částečný vhled do korelací mezi posturografickými a klinickými testy, a to i navzdory tomu, že se předpokládané korelace nepotvrdily. Za stěžejní nálezy v této otázce lze považovat zjištění, že je značný nedostatek studií zabývajících se korelací testů LOS a TUG. V případě MCT a TUG je to úplná absence těchto studií. Tato skutečnost je přítomná navzdory značnému množství prací zkoumajících problematiku posturálních funkcí po CMP. Bylo by vhodné, kdyby se budoucí výzkum detailněji zabýval otázkou vzájemných vztahů a korelací mezi posturografickými a klinickými testy, protože objasnění těchto vztahů může pomoci zlepšit chápání poruch posturálních funkcí u pacientů po CMP (Sawacha et al., 2013, s. 6).

ZÁVĚR

Poruchy posturální funkcí jsou častým problémem pacientů po CMP (Peretti et al., 2012, s. 3–4). Cílem této diplomové práce bylo zhodnocení efektu rehabilitační léčby na posturální kontrolu u pacientů po ischemické CMP v subakutním stádiu. K přístrojovému hodnocení byly využity posturografické testy MCT a LOS, z klinických chůzových testů byly vybrány TUG a 10MWT. Signifikančních změn ve smyslu zlepšení bylo dosaženo v dílčích parametrech obou posturografických testů. V testu MCT to bylo u parametru WS – F – M (ABS), v testu LOS pak u parametrů DCL – RF a MXE – RB. Z chůzových testů byla signifikantní změna zaznamenána v testu TUG. Je tedy zřejmé, že v průběhu rehabilitační léčby došlo ke zlepšení dílčích prvků dynamické posturální kontroly, a to reaktivní posturální stability, proaktivní posturální stability a funkční mobility. Toto zjištění je v souladu s některými studiemi, které nápodobně došly k závěru, že u pacientů po CMP, kteří absolvovali léčebný rehabilitační program, došlo v určité míře k optimalizaci posturálních funkcí (Yanohara et al., 2014, s. 1761–1763; Alfeeli et al., 2013, s. 252–253; Huh et al., 2015, s. 997–998).

Objasnění souvislostí mezi jednotlivými testy může napomoci hlubšímu poznání problematice poruch posturálních funkcí po CMP (Kamphuis et al., 2013, s. 11; Sawacha et al., 2013, s. 6). Proto dalším cílem bylo zhodnocení vzájemných vztahů mezi výsledky posturografických a chůzových testů. Přestože předchozí studie naznačovaly možnou existenci korelací mezi testy, v našem měření signifikantní korelace nalezeny nebyly. Byl však zaznamenán značný nedostatek studií zabývajících se tématikou vztahů mezi zmíněnými testy.

Vzhledem ke zmíněným limitům této práce by bylo vhodné, kdyby v budoucnu na náš výzkum navázala rozsáhlejší studie zkoumající větší a konzistentnější vzorek populace pacientů po CMP, a to po delší časový úsek probíhající rehabilitace. Předpokládáme, že by mohlo být dosaženo statisticky významnějších a jednoznačnějších výsledků. Zároveň by bylo vhodné detailnější prozkoumání vztahů mezi přístrojovými a klinickými testy, které byly použity v této práci.

REFERENČNÍ SEZNAM

ADEGOKE, B. O. A., O. OLANIYI a C. O. AKOSILE, 2012. Weight Bearing Asymmetry and Functional Ambulation Performance in Stroke Survivors. *Global Journal of Health Science* [online]. 4(2), 87-94 [cit. 2021-12-21]. ISSN 1916-9744. Dostupné z: doi:10.5539/gjhs.v4n2p87.

AHO, K., HARMSSEN P., HATANO S., MARQUARDSE J., SMIRNOV V. E., STRASSER T., 1980. Cerebrovascular disease in the community: results of a WHO Collaborative Study. *Bulletin of the World Health Organization* [online]. 58(1), 113–130 [cit. 2021-04-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2395897/#fn1>.

ALFEELI, A. K., S. M. ALGHUNAIM, A. B. BAQER, D. K. SHEHAB a M. M. AHMED, 2013. Postural Stability and Balance Training Program in Hemiparetic Stroke Patients. *Macedonian Journal of Medical Sciences* [online]. 6(3), 251-254 [cit. 2022-05-18]. ISSN 18575773. Dostupné z: doi:10.3889/MJMS.1857-5773.2013.0303.

AL-ZAMIL, Z. M., 1998. Use of Long Loop Reflexes to Assess Postural Control Following Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 12(1), 23-28 [cit. 2022-03-19]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/154596839801200104.

AMBLER, Z., BEDNAŘÍK, J., RŮŽIČKA E., et al., 2010. *Klinická neurologie: část speciální I*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-389-9.

ANDERSSON, A., KAMWENDO, K., SEIGER, A., APPELROS, P., 2006. How to identify potential fallers in a stroke unit: validity indexes of 4 test methods. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 38(3), 186-191 [cit. 2021-5-30]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.1080/16501970500478023.

ANDERSSON, P. a E. FRANZÉN, 2015. Effects of weight-shift training on walking ability, ambulation, and weight distribution in individuals with chronic stroke: a pilot study. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 22(6), 437-443 [cit. 2022-04-20]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1179/1074935715Z.00000000052.

Balance Manager Systems: Clinical Interpretation Guide – Computerized Dynamic Posturography, Nedatováno. NeuroCom International.

BARCLAY-GODDARD, R. E., T. J. STEVENSON, W. POLUHA, M. MOFFATT a S. P. TABACK, 2004. Force platform feedback for standing balance training after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. (4), 1-27 [cit. 2022-06-08]. ISSN 14651858. Dostupné z: doi:10.1002/14651858.CD004129.pub2.

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

BENDA, B. J., P. O. RILEY a D. E. KREBS, 1994. Biomechanical relationship between center of gravity and center of pressure during standing. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* [online]. 2(1), 3-10 [cit. 2022-01-26]. ISSN 10636528. Dostupné z: doi:10.1109/86.296348.

BERETTA, V. S., R. VITÓRIO, P. C. R. SANTOS, D. ORCIOLI-SILVA a L. T. B. GOBBI, 2019. Postural control after unexpected external perturbation: Effects of Parkinson's disease subtype. *Human Movement Science* [online]. (64), 12-18 [cit. 2022-05-11]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2019.01.001.

BIZOVSKÁ, L., JANURA M., MÍKOVÁ M., SVOBODA Z., 2017. Rovnováha a možnosti jejího hodnocení. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5259-3.

BOHANNON, R. W., 2006. Reference Values for the Timed Up and Go Test. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. 29(2), 64-68 [cit. 2022-05-25]. ISSN 1539-8412. Dostupné z: doi:10.1519/00139143-200608000-00004.

BONAN, I. V., F. M. COLLE, J. P. GUICHARD, E. VICAUT, M. EISENFISZ, P. TRAN BA HUY a A. P. YELNIK, 2004. Reliance on visual information after stroke. Part I: balance on dynamic posturography. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 85(2), 268-273 [cit. 2021-11-25]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2003.06.017.

BOWER, K. J., J. L. MCGINLEY, K. J. MILLER, R. A. CLARK a G. A. DE ERAUSQUIN, 2014. Instrumented Static and Dynamic Balance Assessment after Stroke Using Wii Balance Boards: Reliability and Association with Clinical Tests. *PLoS ONE* [online]. 9(12), 1-12 [cit. 2022-06-07]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0115282.

BRUTHANS, Jan, 2019. Epidemiologie a prognóza cévních mozkových příhod v ČR. *CMP Journal* [online]. 2019(1), 5-8 [cit. 2021-5-30]. ISSN 2571-1253. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/cmp-journal/2019-1/download?hl=cs>.

BUVARP, D., L. RAFSTEN a K. S. SUNNERHAGEN, 2020. Predicting Longitudinal Progression in Functional Mobility After Stroke. *Stroke* [online]. 51(7), 2179-2187 [cit. 2022-05-24]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.120.029913.

CARR, J. H., SHEPHERD R. B., 2011. *Neurological rehabilitation: optimizing motor performance*. 2nd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, ISBN 978-0-7020-4468-7.

DE HAART, M., A. C. GEURTS, M. C. DAULT, B. NIENHUIS a J. DUYSSENS, 2005. Restoration of weight-shifting capacity in patients with postacute stroke: A rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 86(4), 755-762 [cit. 2022-01-29]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2004.10.010.

DE HAART, M., A. C. GEURTS, S. C. HUIDEKOPER, L. FASOTTI a J. VAN LIMBEEK, 2004. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 85(6), 886-895 [cit. 2022-06-09]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2003.05.012.

DEAN, C. M., C. L. RICHARDS a F. MALOUIN, 2001. Walking speed over 10 metres overestimates locomotor capacity after stroke. *Clinical Rehabilitation* [online]. 15(4), 415-421 [cit. 2022-05-30]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1191/026921501678310216.

DESHPANDE, N., E. J. METTER, S. BANDINELLI, F. LAURETANI, B. G. WINDHAM a L. FERRUCCI, 2008. Psychological, Physical, and Sensory Correlates of Fear of Falling and Consequent Activity Restriction in the Elderly. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 87(5), 354-362 [cit. 2021-11-29]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: doi:10.1097/PHM.0b013e31815e6e9b.

DETTMANN, M. A., M. T. LINDER a S. B. SEPIC, 1987. Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *American Journal of Physical Medicine* [online]. 66(2), 77-90 [cit. 2022-01-30]. Dostupné z: <http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=ovfta&NEWS=N&AN=00000460-198704000-00002>.

DICKSTEIN, R., 2008. Rehabilitation of Gait Speed After Stroke: A Critical Review of Intervention Approaches. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 22(6), 649-660 [cit. 2022-05-30]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968308315997.

DIJK, M. M., S. MEYER, S. SANDSTAD, et al., 2017. A cross-sectional study comparing lateral and diagonal maximum weight shift in people with stroke and healthy controls and the correlation with balance, gait and fear of falling. *PLOS ONE* [online]. 12(8), 1-13 [cit. 2022-01-22]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0183020.

DOGANER, I. a C. Z. ALGUN, 2021. Restoration of the Gravity Center with Computerized Dynamic Posturography in Post Stroke Rehabilitation. *International Journal of Physiotherapy* [online]. 8(1), 45-51 [cit. 2022-01-22]. ISSN 2348-8336. Dostupné z: doi:10.15621/ijphy/2021/v8i1/906.

DUFEK, M., 2002. Cévní mozkové příhody, obecný úvod a klasifikace. *Interní medicína* [online]. 4(6), 5-10 [cit. 2022-06-10]. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/int/2002/06/10.pdf>.

ENG, J. J. a K. S. CHU, 2002. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 83(8), 1138-1144 [cit. 2022-01-26]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1053/apmr.2002.33644.

ENG, J. J. a P. F. TANG, 2014. Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: a synthesis of the evidence. *Expert Review of Neurotherapeutics* [online]. 7(10), 1417-1436 [cit. 2022-01-30]. ISSN 1473-7175. Dostupné z: doi:10.1586/14737175.7.10.1417.

ENG, J. J., K. S. CHU, C. MARIA KIM, A. S. DAWSON, A. CARSWELL a K. E. HEPBURN, 2003. A Community-Based Group Exercise Program for Persons with Chronic Stroke. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 35(8), 1271-1278 [cit. 2022-04-21]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/01.MSS.0000079079.58477.0B.

FARIA, CH., L. TEIXEIRA-SALMELA a S. NADEAU, 2015. Effects of the direction of turning on the timed up & go test with stroke subjects. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 16(3), 196-206 [cit. 2022-05-25]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1310/tsr1603-196.

FLANSBJER, U. B., D. DOWNHAM a J. LEXELL, 2006. Knee Muscle Strength, Gait Performance, and Perceived Participation After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 87(7), 974-980 [cit. 2022-05-26]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2006.03.008.

FLANSBJER, U. B., HOLMBÄCK, A. M. DOWNHAM, D. PATTEN a C. LEXELL, 2005. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 37(2), 75-82 [cit. 2022-03-26]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.1080/16501970410017215.

FORHAN, M. a S. V. GILL, 2013. Obesity, functional mobility and quality of life. *Best Practice & Research Clinical Endocrinology & Metabolism* [online]. 27(2), 129-137 [cit. 2022-05-24]. ISSN 1521690X. Dostupné z: doi:10.1016/j.beem.2013.01.003.

FRYKBERG, G. E., B. LINDMARK, H. LANSHAMMAR a J. BORG, 2007. Correlation between clinical assessment and force plate measurement of postural control after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 39(6), 448-453 [cit. 2022-06-02]. ISSN 0001-5555. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-0071.

FUJITA, T., A. SATO, Y. TOGASHI, R. KASAHARA, T. OHASHI a Y. YAMAMOTO, 2015. Contribution of abdominal muscle strength to various activities of daily living of stroke patients with mild paralysis. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 27(3), 815-818 [cit. 2022-05-13]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.27.815.

FUJIWARA, K., T. KIYOTA, K. MAEDA a F. B. HORAK, 2007. Postural Control Adaptability to Floor Oscillation in the Elderly. *Journal of PHYSIOLOGICAL ANTHROPOLOGY* [online]. 26(4), 485-493 [cit. 2021-4-26]. ISSN 1880-6805. Dostupné z: doi:10.2114/jpa2.26.485.

GARLAND, S. J., D. A. WILLEMS, T. D. IVANOVA a K. J. MILLER, 2003. Recovery of standing balance and functional mobility after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 84(12), 1753-1759 [cit. 2022-05-30]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2003.03.002.

GEURTS, A. C.H., M. DE HAART, I. J.W. VAN NES a J. DUYSSENS, 2005. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & Posture* [online]. 22(3), 267-281 [cit. 2022-06-09]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2004.10.002.

Global Health Estimates, 2019. *World Health Organization* [online]. Ženeva: WHO [cit. 2021-01-30]. Dostupné z: <https://www.who.int/data/gho/data/themes/mortality-and-global-health-estimates>.

GOLDIE, P. A., T. A. MATYAS a O. M. EVANS, 1996b. Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 77(10), 1074-1082 [cit. 2022-05-28]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(96)90072-6.

GOLDIE, P. A., T. A. MATYAS, O. M. EVANS, M. GALEA a T. M. BACH, 1996c. Maximum voluntary weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clinical Biomechanics* [online]. 11(6), 333-342 [cit. 2022-06-07]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/0268-0033(96)00014-9.

GOLDIE, P., O. EVANS a T. MATYAS, 1996a. Performance in the stability limits test during rehabilitation following stroke. *Gait & Posture* [online]. 4(4), 315-322 [cit. 2022-01-22]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/0966-6362(95)01059-9.

HAFSTEINSDÓTTIR, T. B., M. RENSINK a M. SCHUURMANS, 2014. Clinimetric Properties of the Timed Up and Go Test for Patients With Stroke: A Systematic Review. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 21(3), 197-210 [cit. 2022-03-26]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1310/tsr2103-197.

HALMI, Z., T. W. STONE, E. DINYA a J. MÁLLY, 2020. Postural instability years after stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* [online]. 29(9), 1-6 [cit. 2022-01-30]. ISSN 10523057. Dostupné z: doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2020.105038.

HAN, T. R., N. J. PAIK a M. S. IM, 1999. Quantification of the path of center of pressure (COP) using an F-scan in-shoe transducer. *Gait & Posture* [online]. 10(3), 248-254 [cit. 2022-01-22]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(99)00040-5.

HENDRICKSON, J., K. K. PATTERSON, E. L. INNESS, W. E. MCILROY a A. MANSFIELD, 2014. Relationship between asymmetry of quiet standing balance control and walking post-stroke. *Gait & Posture* [online]. 39(1), 177-181 [cit. 2021-12-22]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.06.022.

HESSE, S., M. T. JAHNKE, A. SCHAFFRIN, D. LUCKE, F. REITER a M. KONRAD, 1998. Immediate effects of therapeutic facilitation on the gait of hemiparetic patients as compared with walking with and without a cane. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control* [online]. 109(6), 515-522 [cit. 2022-05-12]. ISSN 0924980X. Dostupné z: doi:10.1016/S1388-2457(98)00033-9.

HORAK, F. B. a L. M. NASHNER, 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology* [online]. 55(6), 1369-1381 [cit. 2021-11-13]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.1986.55.6.1369.

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* [online]. 35(suppl_2), ii7-ii11 [cit. 2021-11-25]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: doi:10.1093/ageing/afl077.

HORAK, F. B., 2009. Postural Control. *Encyclopedia of Neuroscience* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 3212-3219 [cit. 2021-11-09]. ISBN 978-3-540-23735-8. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-540-29678-2_4708.

HORAK, F. B., J. FRANK a J. NUTT, 1996. Effects of dopamine on postural control in parkinsonian subjects: scaling, set, and tone. *Journal of Neurophysiology* [online]. 75(6), 2380-2396 [cit. 2021-11-24]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.1996.75.6.2380.

HORAK, Fay B., 1997. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture* [online]. 6(1), 76-84 [cit. 2021-11-17]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(97)00018-0.

HUH, J. S., Y. S. LEE, C. H. KIM, Y. S. MIN, M. G. KANG a T. D. JUNG, 2015. Effects of Balance Control Training on Functional Outcomes in Subacute Hemiparetic Stroke

Patients. *Annals of Rehabilitation Medicine* [online]. 39(6), 995-1001 [cit. 2022-06-11]. ISSN 2234-0645. Dostupné z: doi:10.5535/arm.2015.39.6.995.

CHENG, P. T., M. Y. LIAW, M. K. WONG, F. T. TANG, M. Y. LEE a P. S. LIN, 1998. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 79(9), 1043-1046 [cit. 2022-05-26]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(98)90168-X.

IKAI, T., T. KAMIKUBO, I. TAKEHARA, M. NISHI a S. MIYANO, 2003. Dynamic Postural Control in Patients with Hemiparesis. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 82(6), 463-469 [cit. 2022-03-26]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: doi:10.1097/01.PHM.0000069192.32183.A7.

ISHO, T. a S. USUDA, 2016. Association of trunk control with mobility performance and accelerometry-based gait characteristics in hemiparetic patients with subacute stroke. *Gait & Posture* [online]. 44, 89-93 [cit. 2022-06-07]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.11.011.

IVANENKO, Y. a V. S. GURFINKEL, 2018. Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience* [online]. 12, 1-9 [cit. 2021-10-15]. ISSN 1662-453X. Dostupné z: doi:10.3389/fnins.2018.00171.

JACOBSON, G. P., C. W. NEWMAN a J. M. KARTUSH, ed., c1997. *Handbook of balance function testing*. Clifton Park, N.Y.: Thomson Delmar Learning, ISBN 1-5659-3907-7.

JUNG, K. S., H. Y. CHO a T. S. IN, 2016. Trunk exercises performed on an unstable surface improve trunk muscle activation, postural control, and gait speed in patients with stroke. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 28(3), 940-944 [cit. 2022-05-30]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.28.940.

KALITA, Z., M. ZVOLSKÝ, J. ŠVANCARA a P. BRABEC, 2013. Srovnání epidemiologických dat u akutních cévních mozkových příhod podle metodiky ÚZIS a IKTA ve zlínském okrese a v ČR. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 76/109(3), 350–357 [cit. 2021-04-17]. Dostupné z: <https://www.csn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2013-3-9/srovnani-epidemiologicky-ch-dat-u-akutnich-cevnych-mozkovych-prihod-podle-metodiky-uzis-a-ikta-ve-zlinskem-okrese-a-v-cr-40589>.

KAM, D., J. M. B. ROELOFS, A.K. B. D. BRUIJNES, A. C. H. GEURTS a V. WEERDESTeyN, 2017. The Next Step in Understanding Impaired Reactive Balance Control in People With Stroke: The Role of Defective Early Automatic Postural

Responses. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 31(8), 708-716 [cit. 2022-05-11]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968317718267.

KAMONO, A. a N. OGIHARA, 2018. Weight-shift ability significantly correlates with walking velocity in post-acute stroke patients. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* [online]. 232(4), 361-370 [cit. 2021-11-30]. ISSN 0954-4119. Dostupné z: doi:10.1177/0954411918757814.

KANDEL, E. R., et al., 2013. *Principles of neural science*. 5. vydání. New York, N.Y.: McGraw-Hill Education/Medical, ISBN 978-0-07-139011-8.

KANNAN, L., J. VORA, G. VARAS-DIAZ, T. BHATT a S. HUGHES, 2021. Does Exercise-Based Conventional Training Improve Reactive Balance Control among People with Chronic Stroke?. *Brain Sciences* [online]. 11(1), 1-15 [cit. 2022-06-07]. ISSN 2076-3425. Dostupné z: doi:10.3390/brainsci11010002.

KAŇOVSKÝ, P., BÁRTKOVÁ A., et al. 2020. *Speciální neurologie*. Svazek I. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5611-9.

KARNATH, H. O. a D. BROETZ, 2003. Understanding and Treating “Pusher Syndrome”. *Physical Therapy* [online]. 83(12), 1119-1125 [cit. 2021-11-26]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/83.12.1119.

KARNATH, H. O., S. FERBER a J. DICHGANS, 2000. The origin of contraversive pushing: Evidence for a second graviceptive system in humans. *Neurology* [online]. 55(9), 1298-1304 [cit. 2021-11-26]. ISSN 0028-3878. Dostupné z: doi:10.1212/WNL.55.9.1298.

KHANITTANUPHONG, P. a S. TIPCHATYOTIN, 2017. Correlation of the gait speed with the quality of life and the quality of life classified according to speed-based community ambulation in Thai stroke survivors. *NeuroRehabilitation* [online]. 41(1), 135-141 [cit. 2022-05-30]. ISSN 10538135. Dostupné z: doi:10.3233/NRE-171465.

KIM, J. H., S. M. LEE a S. H. JEON, 2015. Correlations among trunk impairment, functional performance, and muscle activity during forward reaching tasks in patients with chronic stroke. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 27(9), 2955-2958 [cit. 2022-06-07]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.27.2955.

KOLÁŘOVÁ, B., M. JANURA a A. KROBOT, 2011. POSTUROGRAFICKÁ EVALUACE FUNKČNÍ ADAPTABILITY PO AMPUTACI DOLNÍ KONČETINY. *Rehabilitation* [online]. 18(2), 97-104 [cit. 2022-03-15]. ISSN 12112658. Dostupné z: <https://eds.s.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=ffb31f31-25a2-4134-800b-7ac22193bd6d%40redis>.

KOLÁŘOVÁ, B., STACHO J., JIRÁČKOVÁ M., KONEČNÝ P., NAVRÁTILOVÁ L., 2019. Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci. 2., přepracované a doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5403-0.

LATASH, M. L., 2008. *Neurophysiological basis of movement*. 2. vydání. Champaign, Ill.: Human Kinetics, ISBN 978-0-7360-6367-8.

LEKHEL, H., A.R. MARCHAND, C. ASSAIANTE, J. CRÉMIEUX a B. AMBLAR, 1994. Cross-correlation analysis of the lateral hip strategy in unperturbed stance. *NeuroReport* [online]. 5(10), 1293 - 1296 [cit. 2021-11-16]. ISSN 1473558X. Dostupné z: doi:10.1097/00001756-199406020-00035.

LIN, Y. H., P. F. TANG, Y. H. WANG, J. J. ENG, K. CH. LIN, L. LU, J. S. JENG a S. CH. CHEN, 2014. Reactive Postural Control Deficits in Patients with Posterior Parietal Cortex Lesions After Stroke and the Influence of Auditory Cueing. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists* [online]. 93(10), 849-859 [cit. 2022-05-11]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: doi:10.1097/PHM.0000000000000093.

LIPPERTOVÁ-GRÜNEROVÁ, Marcela, [2015]. *Rehabilitace po náhlé cévní mozkové příhodě*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-225-1.

LLORENS, R., E. NOÉ, M. ALCANIZ a J. E. DEUTSCH, 2017. Time since injury limits but does not prevent improvement and maintenance of gains in balance in chronic stroke. *Brain Injury* [online]. 32(3), 303-309 [cit. 2021-4-29]. ISSN 0269-9052. Dostupné z: doi:10.1080/02699052.2017.1418905.

MACPHERSON, J. M. a J. FUNG, 1999. Weight Support and Balance During Perturbed Stance in the Chronic Spinal Cat. *Journal of Neurophysiology* [online]. 82(6), 3066-3081 [cit. 2021-11-03]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.1999.82.6.3066.

MENEZES, K. K., C. D. FARIA, A. A. SCIANNI, P. R. AVELINO, I. FARIA-FORTINI a L. F. TEIXEIRA-SALMELA, 2017. Previous lower limb dominance does not affect measures of impairment and activity after stroke. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 53(1), 24-31 [cit. 2022-05-12]. ISSN 19739087. Dostupné z: doi:10.23736/S1973-9087.16.04349-5.

NAGANO, K., HORI, H. a MURAMATSU, K., 2015. A comparison of at-home walking and 10-meter walking test parameters of individuals with post-stroke hemiparesis. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 27(2), 357-359 [cit. 2021-5-31]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.27.357.

NeuroCom® Smart EquiTest System® CDP, 2015. In: *Medicalexpo* [online]. San Carlos: Natus [cit. 2022-06-15]. Dostupné z: <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/natus-medical/neurocom-smart-equitest/76900-168321.html>

NG, S. M., M. Y. TSE, E. W. C. TAM a C. Y. Y. LAI, 2018. Reliability and convergent validity of the five-step test in people with chronic stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 50(1), 16-21 [cit. 2022-05-20]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-2291.

NG, S. S. a CH. W. HUI-CHAN, 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* [online]. 86(8), 1641-1647 [cit. 2022-05-25]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2005.01.011.

OLIVEIRA B. C., I. R. TORRES DE MEDEIROS, N. A. F. FROTA, M. E. GRETERS a A. B. CONFORTO, 2008. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 45(8), 1215-1226 [cit. 2021-11-17]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi:10.1682/JRRD.2007.09.0150.

PAI, Y. C., B.E MAKI, K IQBAL, W.E MCILROY a S.D PERRY, 2000. Thresholds for step initiation induced by support-surface translation: a dynamic center-of-mass model provides much better prediction than a static model. *Journal of Biomechanics* [online]. 33(3), 387-392 [cit. 2022-01-29]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(99)00199-2.

PAILLARD, T. a F. NOÉ, 2015. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed Research International* [online]. 2015, 1-15 [cit. 2021-11-20]. ISSN 2314-6133. Dostupné z: doi:10.1155/2015/891390.

PEDERSEN, P. M., A. WANDEL, H. S. JØRGENSEN, H. NAKAYAMA, H. O. RAASCHOU a T. S. OLSEN, 1996. Ipsilateral pushing in stroke: Incidence, relation to neuropsychological symptoms, and impact on rehabilitation. The Copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 77(1), 25-28 [cit. 2021-11-26]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(96)90215-4.

PERETTI, C. D., O. GRIMAUD, P. TUPPIN a F. CHIN, 2012. Prevalence of stroke, sequelae and difficulties in activities of daily living: French Disabilities and Health Studies 2008-2009. *Bulletin épidémiologique hebdomadaire* [online]. (1), 1-12 [cit. 2021-11-27]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/285486836_Prevalence_of_stroke_sequelae_and_difficulties_in_activities_of_daily_living_French_Disabilities_and_Health_Studies_2008-2009.

Perform Operating Document, 2019. *Concordia University* [online]. Montreal: Concordia University [cit. 2021-01-30]. Dostupné z: https://perform.concordia.ca/GettingStarted/pdf/compliance/PC-POD-FA-002-V04_NEUROCOM.pdf.

PERSSON, C. U., A. DANIELSSON, K. S. SUNNERHAGEN, A. GRIMBY-EKMAN a P. O. HANSSON, 2014. Timed Up & Go as a measure for longitudinal change in mobility after stroke - Postural Stroke Study in Gothenburg (POSTGOT). *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 11(1), 1-7 [cit. 2022-03-26]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-11-83.

PERSSON, C. U., HANSSON P. O., SUNNERHAGEN K. S., 2011. Clinical tests performed in acute stroke identify the risk of falling during the first year: Postural stroke study in Gothenburg (POSTGOT)*. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 43(4), 348-353 [cit. 2021-8-25]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-0677.

PEURALA, S. H., P. KONONEN, K. PITKANEN, J. SIVENIUS a I. M. TARKKA, 2007. Postural instability in patients with chronic stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience* [online]. 25(2), 101-108 [cit. 2022-01-28]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17726268/>.

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., 2016. What is balance? *Clinical Rehabilitation* [online]. 14(4), 402-406 [cit. 2021-01-30]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1191/0269215500cr342oa.

POUWELS, S., A. LALMOHAMED, B. LEUFKENS, A. DE BOER, C. COOPER, T. VAN STAA a F. DE VRIES, 2009. Risk of Hip/Femur Fracture After Stroke. *Stroke* [online]. 40(10), 3281-3285 [cit. 2021-11-29]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.109.554055.

RAGNARSDÓTTIR, Maria, 1996. The Concept of Balance. *Physiotherapy* [online]. 82(6), 368-375 [cit. 2021-10-15]. ISSN 00319406. Dostupné z: doi:10.1016/S0031-9406(05)66484-X.

RAMSAY, J. W., P. J. BARRANCE, T. S. BUCHANAN a J. S. HIGGINSON, 2011. Paretic muscle atrophy and non-contractile tissue content in individual muscles of the post-stroke lower extremity. *Journal of Biomechanics* [online]. 44(16), 2741-2746 [cit. 2022-05-12]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2011.09.001.

ROERDINK, M., A. C. H. GEURTS, M. DE HAART a P. J. BEEK, 2009. On the Relative Contribution of the Paretic Leg to the Control of Posture After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 23(3), 267-274 [cit. 2021-11-30]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968308323928.

SACCO, R. L., KASNER, S. E., BRODERICK, J. P., et al., 2013. An Updated Definition of Stroke for the 21st Century. *Stroke* [online]. 44(7), 2064-2089 [cit. 2021-04-17]. ISSN 0039-2499. Dostupné z:10.1161/STR.0b013e318296aeca.

SACKLEY, C. M., 1900. The relationships between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 6(4), 179-185 [cit. 2022-07-18]. ISSN 0959-3985. Dostupné z: doi:10.3109/09593989009048293.

SACKLEY, C. M., 1991. Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. *International Disability Studies* [online]. 13(1), 1-4 [cit. 2021-11-25]. ISSN 0259-9147. Dostupné z: doi:10.3109/03790799109166267.

SÁNCHEZ-SÁNCHEZ, M. L., J. M. BELDA-LOIS, S. MENA-DEL HORNO, E. VIOSCA-HERRERO, C. IGUAL-CAMACHO a B. GISBERT-MORANT, 2018. A new methodology based on functional principal component analysis to study postural stability post-stroke. *Clinical Biomechanics* [online]. 56, 18-26 [cit. 2022-05-18]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2018.05.003.

SAWACHA, Z., E. CARRARO, P. CONTESSA, A. GUIOTTO, S. MASIERO a C. COBELLI, 2013. Relationship between clinical and instrumental balance assessments in chronic post-stroke hemiparesis subjects. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 10(1), 1-7 [cit. 2022-06-02]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-10-95.

SEIDL, Z., 2015. *Neurologie pro studium i praxi. 2.,* přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-5247-1.

SHUMWAY-COOK, A. a M. H. WOOLLACOTT, [2017]. *Motor control: translating research into clinical practice.* Fifth edition. Philadelphia: Wolters Kluwer, xiv, 660 s. ISBN 978-1-4963-4772-5.

SHUMWAY-COOK, A. a M. H. WOOLLACOTT, 2007. *Motor control: translating research into clinical practice.* 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, x, 612 s. ISBN 9780781766913.

SHUMWAY-COOK, A. a M. H. WOOLLACOTT, 2012. *Motor control: translating research into clinical practice*. 4th ed. Philadelphia, Pa.: Wolters Kluwer Health, xiv, 641 s. ISBN 978-1-4511-1710-3.

SON, H. a CH. PARK, 2019. Effect of turning direction on Timed Up and Go test results in stroke patients. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 55(1), 35-39 [cit. 2022-05-26]. ISSN 19739087. Dostupné z: doi:10.23736/S1973-9087.18.05202-4.

SUBRAMANIAM, S., Ch. W. Y. HUI-CHAN a T. BHATT, 2014. Effect of dual tasking on intentional vs. reactive balance control in people with hemiparetic stroke. *Journal of Neurophysiology* [online]. 112(5), 1152-1158 [cit. 2022-03-11]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi:10.1152/jn.00628.2013.

TASSEEL-PONCHE, S., A. P. YELNIK a I. V. BONAN, 2015. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 45(4-5), 327-333 [cit. 2021-11-28]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi:10.1016/j.neucli.2015.09.003.

TUNG, F. L., Y. R. YANG, Ch. Ch. LEE a R. Y. WANG, 2010. Balance outcomes after additional sit-to-stand training in subjects with stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 24(6), 533-542 [cit. 2022-05-19]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215509360751.

TURNBULL, G. I., J. CHARTERIS a J. C. WALL, 1996. Deficiencies in standing weight shifts by ambulant hemiplegic subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 77(4), 356-362 [cit. 2021-11-30]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(96)90084-2.

TYSON, S. F., M. HANLEY, J. CHILLALA, A. SELLEY a R. C. TALLIS, 2006. Balance Disability After Stroke. *Physical Therapy* [online]. 86(1), 30-38 [cit. 2021-11-25]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/86.1.30.

ÚZIS ČR, 2012. Aktuální informace č. 3. *Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR* [online]. Praha: ÚZIS ČR, s. 1-27 [cit. 2021-1-30]. Dostupné z: https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna/03_12.pdf.

ÚZIS ČR, 2018. *Zdravotnická ročenka České republiky 2017* [online]. 87 [cit. 2022-04-09]. Dostupné z: https://www.uzis.cz/sites/default/files/knihovna/zdroccz_2017.pdf.

ÚZIS ČR, 2019. *Zdravotnická ročenka České republiky 2018* [online]. 88 [cit. 2022-04-09]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008280/zdroccz-2018.pdf>.

ÚZIS ČR, 2021. Hospitalizovaní v nemocnicích ČR 2019. *Zdravotnická statistika ČR* [online]. 45 [cit. 2022-04-09]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008357/hospit2019.pdf>.

VAN BLOEMENDAAL, M., A. T. M. VAN DE WATER a I. G. L. VAN DE PORT, 2012. Walking tests for stroke survivors: a systematic review of their measurement properties. *Disability and Rehabilitation* [online]. 34(26), 2207-2221 [cit. 2022-01-30]. ISSN 0963-8288. Dostupné z: doi:10.3109/09638288.2012.680649.

VAŘEKA, I. a R. DVOŘÁK, 1999. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 6(3), 84-85 [cit. 2022-01-28]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087459_Ontogeneze_lidske_motoriky_jako_schopnosti_ridit_polohu_teziste.

WAGATSUMA, M., T. KIM, P. SITAGATA, E. LEE, K. VRONGISTINOS a T. JUNG, 2019. The biomechanical investigation of the relationship between balance and muscular strength in people with chronic stroke: a pilot cross-sectional study. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 26(3), 173-179 [cit. 2022-06-07]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1080/10749357.2019.1574417.

WING, A.M., S. GOODRICH, N. VIRJI-BABUL, J.R. JENNER a S. CLAPP, 1993. Balance evaluation in hemiparetic stroke patients using lateral forces applied to the hip. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 74(3), 292 - 299 [cit. 2021-11-24]. ISSN 00039993. Dostupné z: [https://www.archives-pmr.org/article/0003-9993\(93\)90140-6/pdf](https://www.archives-pmr.org/article/0003-9993(93)90140-6/pdf).

WINTER, D. A., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* [online]. 3(4), 193-214 [cit. 2022-01-26]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/0966-6362(96)82849-9.

YANOHARA, R., T. TERANISHI, Y. TOMITA, G. TANINO, Y. UENO a S. SONODA, 2014. Recovery Process of Standing Postural Control in Hemiplegia after Stroke. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 26(11), 1761-1765 [cit. 2021-4-24]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.26.1761.

SEZNAM ZKRATEK

10MWT	10 Meter Walk Test
ABS	absolutní hodnota
ad.	a další
angl.	anglicky
apod.	a podobně
B	back (vzad)
BBS	Berg Balance Scale
BOS	base of support, opěrná báze
cm	centimetr
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
COG	center of gravity
COM	center of mass, těžiště
COP	center of pressure
ČR	Česká republika
DCL	Directional Control
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
EMG	elektromyografie
EPE	Endpoint Excursion
F	forward (vpřed)
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
g	gram
L	left (vlevo)
LAT NP	Latency neparetické dolní končetiny
LAT P	Latency paretické dolní končetiny
LAT	Latency
LB	left-back (diagonálně vlevo-vzad)
LF	left-forward (diagonálně vlevo-vpřed)
LOS	Limits of Stability
m.	musculus
MCT	Motor Control Test

ml	mililitr
ms	milisekunda
MVL	Movement Velocity
MXE	Maximum Excursion
n.	nervus
např.	například
QF	quadriceps femoris
R	right (vpravo)
RB	right-back (diagonálně vpravo-vzad)
resp.	respektive
RF	right-forward (diagonálně vpravo-vpřed)
RT	Reaction Time
s.	strana
SD	standard deviation, směrodatná odchylka
SM	semimembranosus
SS	Strength Symmetry
ST	semitendinosus
tj.	to je
TUG	Time Up and Go test
tzn.	to znamená
tzv.	takzvaně
ÚZIS	Ústav zdravotnických informací a statistiky
WHO	World Health Organization
WS	Weight Symmetry
zejm.	zejména

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Schéma systémů posturální kontroly a jejich vztahu k celkové postuře jedince (převzato ze Shumway-Cook a Woollacott, 2017, s. 157).....	15
Obrázek 2 Svalové synergie při kotníkové a kyčelní strategii (Horak a Nashner, 1986, s. 1372).	20
Obrázek 3 Grafické znázornění limitů stability (upraveno dle Nashner in Jacobson, Newman a Kartush, 1997, s. 263).	24
Obrázek 4 Posturograf NeuroCom® (převzato z NeuroCom® Smart EquiTest System® CDP).....	34
Obrázek 5 Ukázka průběhu testu MTC (Perform Operating Document, 2019, s. 7)	35
Obrázek 6 Grafické znázornění změny symetrie parametru Weight Symmetry (ABS) pro pohyb plošiny vpřed střední rychlostí mezi vstupním a výstupním měřením	39
Obrázek 7 Grafické znázornění změny parametru DCL pro směr dopředný-vpravo mezi vstupním a výstupním měřením	42
Obrázek 8 Grafické znázornění změny parametru MXE pro směr dozadný-vpravo mezi vstupním a výstupním měřením	44
Obrázek 9 Grafické znázornění změny průměrného času vykonání testu TUG mezi vstupním a výstupním měřením	45

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Hospitalizace z důvodu CMP v ČR v letech 2003–2010 (ÚZIS ČR, 2012, s. 6; převzato z Bruthans, 2019, s. 6).....	11
Tabulka 2 Mechanismy zajištění posturální stability při jejím narušení (upraveno dle Latash, 2008, s. 217).	19
Tabulka 3 Přehled charakteristiky výzkumného souboru.....	33
Tabulka 4 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr WS (přepočten na ABS)	39
Tabulka 5 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr DCL	42
Tabulka 6 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr MXE	43
Tabulka 7 Popisná statistika a výsledky Wilcoxonova párového testu pro test TUG ...	45

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 Informovaný souhlas – vzor

Příloha č. 2 Anamnestický dotazník – vzor

Příloha č. 3 Vyjádření Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého

Příloha č. 4 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr WS

Příloha č. 5 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr SS

Příloha č. 6 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr SS (přepočet na absolutní hodnoty)

Příloha č. 7 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr LAT – neparetická DK

Příloha č. 8 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr LAT – paretická DK

Příloha č. 9 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr EPE

Příloha č. 10 Popisná statistika a výsledky Wilcoxonova párového testu pro test 10MWT

Příloha č. 11 Spearmanova korelační analýza mezi parametry WS, DCL, MXE a testem TUG

Příloha č. 12 Grafické znázornění výsledků Spearmanovy korelace

PŘÍLOHY

Příloha č. 1 Informovaný souhlas – vzor



Fakulta
zdravotnických věd

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Diplomová práce na téma „Posturální kontrola u pacientů po cévní mozkové příhodě“

Období realizace: březen 2021–červen 2022

Řešitelé projektu: Bc. Veronika Ševčíková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je ozřejmit vliv rehabilitační léčby na schopnost posturální kontroly (schopnost kontrolovat stabilitu a rovnováhu těla) u pacientů po cévní mozkové příhodě (dále jen CMP). Výzkumné měření bude probíhat v Kineziologické laboratoři Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc a bude mít dvě části. První část měření proběhne při Vašem přijetí na Oddělení rehabilitace, druhá část měření proběhne před Vaším odchodem. Pokaždé absolvujete tyto testy:

1. Test limitů stability – test probíhá na přístroji posturografu. Pacient se naklání do různých směrů a podle zadání na obrazovce přesouvá své těžiště.
2. Test motorické kontroly – test probíhá na přístroji posturografu. Pacient stojí na pohyblivé plošině, která se rychlým pohybem posune o několik cm vzad. Pacientův úkol je udržet stabilitu.
3. Test chůze na vzdálenost 10 metrů – pacient jde (s pomůckou či bez) vzdálenost 10 metrů. Měří se mu průměrná rychlost chůze.

4. Test tzv. „Time Up and Go Test“ – pacient vykoná tuto sestavu pohybů: vstane ze židle, ujde (s pomůckou či bez) 3 metry, na značce se otočí, jde zpět a posadí se. Měří se čas, v jakém je pacient schopen vykonat sestavu.

Délka jednoho celkového měření bude asi 45 minut. V posturografu budete zajištěn/a závěsným systémem a při testech chůze bude stále na blízku terapeut. Z účasti na výzkumu tedy pro Vás nevyplývají žádná rizika.

Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a 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 zpracovávána 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: Bc. Veronika Ševčíková

Příloha č. 2 Anamnestický dotazník – vzor

Posturální kontrola u pacientů po CMP – dotazník

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

Věk..... **Výška**..... **Hmotnost**.....

Vzdělání: ZŠ SŠ VŠ

Léze: typ léze **povodí**..... **strana**.....

Datum ataky.....

Neurologická intervence: ano / ne

Bylo CMP někdy v minulosti? ano / ne

Hodnocení samostatné chůze

	1. měření	2. měření
datum		
FAC (3–5)		
Kompenzační pomůcky pro chůzi		
Jiné kompenzační pomůcky		

Zhodnocení chůze dle FAC

3	Supervize	Pacient zvládá chůzi po rovném povrchu bez manuální podpory druhé osoby, nicméně je nutná supervize a verbální podpora.
4	Nezávislý – rovný povrch	Pacient zvládá samostatně chůzi po rovném povrchu, ale vyžaduje pomoc při chůzi po nerovném povrchu (např. schody).
5	Nezávislý – nerovný povrch	Pacient zvládá samostatně chůzi po jakémkoliv povrchu.

Příloha č. 3 Vyjádření Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého



Fakulta
zdravotnických věd

UPOL- 47670/1070-2021

Vážená paní
Bc. Veronika Ševčíková

2021-02-25

Vyjádření Etické komise FZV UP


Vážená paní bakalářko,

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

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

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


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

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotinská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

Příloha č. 4 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr WS

Proměnná	MCT parametr Weight Symmetry (vstupní x výstupní měření)					
	Hodnoty vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
WS – B – S vstup	7	88,85714	88,00000	54,00000	118,0000	26,12425
WS – B – S výstup	7	94,28571	93,00000	67,00000	123,0000	18,54467
WS – B – M vstup	7	88,85714	89,00000	58,00000	111,0000	21,39648
WS – B – M výstup	7	93,71429	91,00000	77,00000	115,0000	15,43496
WS – B – L vstup	7	92,85714	87,00000	60,00000	122,0000	22,80664
WS – B – L výstup	7	94,57143	91,00000	73,00000	119,0000	18,23785
WS – F – S vstup	7	90,14286	81,00000	64,00000	119,0000	23,18353
WS – F – S výstup	7	95,14286	93,00000	71,00000	125,0000	20,02855
WS – F – M vstup	7	88,28571	81,00000	56,00000	120,0000	26,71900
WS – F – M výstup	7	93,71429	88,00000	61,00000	121,0000	21,55392
WS – F – L vstup	7	87,42857	87,00000	53,00000	126,0000	25,82542
WS – F – L výstup	7	91,42857	89,00000	50,00000	124,0000	25,29069
Wilcoxonův párový test (WS – B – S): $p = 0,398025$						
Wilcoxonův párový test (WS – B – M): $p = 0,612090$						
Wilcoxonův párový test (WS – B – L): $p = 0,865772$						
Wilcoxonův párový test (WS – F – S): $p = 0,672604$						
Wilcoxonův párový test (WS – F – M): $p = 0,498963$						
Wilcoxonův párový test (WS – F – L): $p = 0,735317$						

Legenda: WS = Weight symmetry; B = směr plošiny vzad; F = směr plošiny vpřed; S = malá rychlost posunu plošiny; M = střední rychlost; L = velká rychlost;

Příloha č. 5 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr SS

Proměnná	MCT parametr Strength Symmetry (vstupní x výstupní měření)					
	Hodnoty vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
SS - B - S vstup	7	96,8571	100,0000	44,00000	160,0000	35,05438
SS - B - S výstup	7	101,5714	100,0000	60,00000	157,0000	37,06237
SS - B - M vstup	7	94,1429	88,0000	57,00000	133,0000	27,76946
SS - B - M výstup	7	105,1429	105,0000	64,00000	168,0000	36,38877
SS - B - L vstup	7	101,0000	100,0000	75,00000	142,0000	20,72036
SS - B - L výstup	7	104,7143	100,0000	64,00000	169,0000	35,84092
SS - F - S vstup	7	111,5714	93,0000	66,00000	175,0000	46,43941
SS - F - S výstup	7	109,2857	91,0000	66,00000	175,0000	44,95447
SS - F - M vstup	7	98,0000	95,0000	47,00000	150,0000	33,97548
SS - F - M výstup	7	99,7143	110,0000	70,00000	136,0000	26,31042
SS - F - L vstup	7	95,5714	104,0000	50,00000	135,0000	31,63783
SS - F - L výstup	7	98,5714	110,0000	60,00000	133,0000	26,56976
Wilcoxonův párový test (SS – B – S): $p = 0,600180$						
Wilcoxonův párový test (SS – B – M): $p = 0,150787$						
Wilcoxonův párový test (SS – B – L): $p = 0,554114$						
Wilcoxonův párový test (SS – F – S): $p = 0,345232$						
Wilcoxonův párový test (SS – F – M): $p = 0,498963$						
Wilcoxonův párový test (SS – F – L): $p = 0,236724$						

Legenda: SS = Strength symmetry; B = směr plošiny vzad; F = směr plošiny vpřed; S = malá rychlost posunu plošiny; M = střední rychlost; L = velká rychlost;

Příloha č. 6 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr SS (přepočtené na absolutní hodnoty)

Proměnná	MCT parametr Strength Symmetry (absolutní hodnoty) (vstupní x výstupní měření)					
	Hodnoty vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
SS – B – S (ABS) vstup	7	22,85714	15,00000	0,00000	60,00000	25,11592
SS – B – S (ABS) výstup	7	29,85714	33,00000	0,00000	57,00000	18,34329
SS – B – M (ABS) vstup	7	24,14286	20,00000	12,00000	43,00000	11,45176
SS – B – M (ABS) výstup	7	28,00000	23,00000	5,00000	68,00000	20,98412
SS – B – L (ABS) vstup	7	13,00000	8,00000	0,00000	42,00000	15,27525
SS – B – L (ABS) výstup	7	24,71429	23,00000	0,00000	69,00000	24,45209
SS – F – S (ABS) vstup	7	37,28571	34,00000	7,00000	75,00000	26,28507
SS – F – S (ABS) výstup	7	34,42857	25,00000	9,00000	75,00000	27,17755
SS – F – M (ABS) vstup	7	24,85714	24,00000	0,00000	53,00000	20,93186
SS – F – M (ABS) výstup	7	22,85714	23,00000	10,00000	36,00000	9,09997
SS – F – L (ABS) vstup	7	25,57143	29,00000	4,00000	50,00000	16,15402
SS – F – L (ABS) výstup	7	22,28571	16,00000	10,00000	40,00000	11,35362
Wilcoxonův párový test [SS – B – S (ABS)]: $p = 0,248865$						
Wilcoxonův párový test [SS – B – S (ABS)]: $p = 0,735317$						
Wilcoxonův párový test [SS – B – S (ABS)]: $p = 0,062980$						
Wilcoxonův párový test [SS – B – S (ABS)]: $p = 0,418493$						
Wilcoxonův párový test [SS – B – S (ABS)]: $p = 0,735317$						
Wilcoxonův párový test [SS – B – S (ABS)]: $p = 0,498963$						

Legenda: SS = Strength symmetry; B = směr plošiny vzad; F = směr plošiny vpřed; S = malá rychlost posunu plošiny; M = střední rychlost; L = velká rychlost; ABS = přepočítaná absolutní hodnota

Příloha č. 7 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr LAT – neparetická DK

Proměnná	MCT parametr Latency – neparetická DK (vstupní x výstupní měření)					
	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
LAT NP - B - S vstup	7	164,2857	160,0000	130,0000	220,0000	28,78492
LAT NP - B - S výstup	7	152,8571	150,0000	120,0000	200,0000	28,11541
LAT NP - B - M vstup	7	130,0000	130,0000	110,0000	140,0000	10,00000
LAT NP - B - M výstup	7	141,4286	150,0000	120,0000	150,0000	12,14986
LAT NP - B - L vstup	7	144,2857	140,0000	120,0000	200,0000	26,36737
LAT NP - B - L výstup	7	132,8571	130,0000	110,0000	160,0000	14,96026
LAT NP - F - S vstup	6	171,6667	170,0000	130,0000	210,0000	27,14160
LAT NP - F - S výstup	7	162,8571	170,0000	120,0000	190,0000	24,97618
LAT NP - F - M vstup	7	131,4286	120,0000	110,0000	170,0000	21,15701
LAT NP - F - M výstup	6	133,3333	135,0000	120,0000	140,0000	8,16497
LAT NP - F - L vstup	7	130,0000	120,0000	110,0000	160,0000	20,00000
LAT NP - F - L výstup	7	128,5714	130,0000	110,0000	160,0000	17,72811
Wilcoxonův párový test (LAT NP – B – S): p = 0,401679						
Wilcoxonův párový test (LAT NP – B – M): p = 0,093493						
Wilcoxonův párový test (LAT NP – B – L): p = 0,401679						
Wilcoxonův párový test (LAT NP – F – S): p = 0,833936						
Wilcoxonův párový test (LAT NP – F – M): p = 0,892738						
Wilcoxonův párový test (LAT NP – F – L): p = 0,916512						

Legenda: LAT = Latency; NP = neparetická DK; B = směr plošiny vzad; F = směr plošiny vpřed; S = malá rychlost posunu plošiny; M = střední rychlost; L = velká rychlost;

Příloha č. 8 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr LAT – paretická DK

Proměnná	MCT parametr Latency – paretická DK (vstupní x výstupní měření)					
	Hodnoty vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
LAT P - B - S vstup	5	156,0000	160,0000	140,0000	170,0000	11,40175
LAT P - B - S výstup	7	161,4286	170,0000	130,0000	190,0000	24,78479
LAT P - B - M vstup	7	151,4286	150,0000	120,0000	180,0000	22,67787
LAT P - B - M výstup	7	152,8571	150,0000	130,0000	170,0000	14,96026
LAT P - B - L vstup	7	142,8571	140,0000	120,0000	170,0000	18,89822
LAT P - B - L výstup	7	137,1429	140,0000	120,0000	150,0000	11,12697
LAT P - F - S vstup	5	162,0000	170,0000	120,0000	180,0000	24,89980
LAT P - F - S výstup	6	163,3333	170,0000	130,0000	200,0000	25,03331
LAT P - F - M vstup	7	154,2857	150,0000	120,0000	210,0000	29,92053
LAT P - F - M výstup	6	150,0000	140,0000	120,0000	210,0000	32,86335
LAT P - F - L vstup	7	142,8571	140,0000	110,0000	220,0000	36,83942
LAT P - F - L výstup	6	131,6667	135,0000	110,0000	150,0000	18,34848
Wilcoxonův párový test (LAT P – B – S): $p = 0,787407$						
Wilcoxonův párový test (LAT P – B – M): $p = 0,715001$						
Wilcoxonův párový test (LAT P – B – L): $p = 0,273323$						
Wilcoxonův párový test (LAT P – F – S): $p = 0,583883$						
Wilcoxonův párový test (LAT P – F – M): $p = 0,179713$						
Wilcoxonův párový test (LAT P – F – L): $p = 0,715001$						

Legenda: LAT = Latency; P = paretická DK; B = směr plošiny vzad; F = směr plošiny vpřed; S = malá rychlost posunu plošiny; M = střední rychlost; L = velká rychlost;

Příloha č. 9 Výsledky Wilcoxonova párového testu pro parametr EPE

Proměnná	LOS parametr Endpoint Excursion (vstupní x výstupní měření)					
	Hodnoty vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$					
	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
EPE – F – vstup	7	28,85714	29,00000	20,00000	45,00000	8,15329
EPE – F – výstup	7	28,28571	24,00000	22,00000	44,00000	8,61615
EPE – RF – vstup	7	40,28571	31,00000	20,00000	71,00000	21,11646
EPE – RF – výstup	7	36,42857	31,00000	17,00000	59,00000	15,38243
EPE – R – vstup	7	53,71429	51,00000	35,00000	74,00000	14,67100
EPE – R – výstup	7	56,00000	57,00000	34,00000	72,00000	12,06924
EPE – RB – vstup	7	34,00000	25,00000	0,00000	71,00000	25,41653
EPE – RB – výstup	7	45,42857	43,00000	33,00000	67,00000	13,17646
EPE – B – vstup	7	39,85714	30,00000	27,00000	62,00000	15,27993
EPE – B – výstup	7	31,57143	31,00000	0,00000	53,00000	16,33868
EPE – LB – vstup	7	43,00000	38,00000	27,00000	66,00000	15,03330
EPE – LB – výstup	7	48,85714	60,00000	24,00000	77,00000	22,63794
EPE – L – vstup	7	53,00000	60,00000	26,00000	78,00000	19,81582
EPE – L – výstup	7	50,71429	52,00000	24,00000	76,00000	20,55654
EPE – LF – vstup	7	49,85714	47,00000	27,00000	71,00000	14,70180
EPE – LF – výstup	7	42,14286	44,00000	19,00000	65,00000	16,56732
Wilcoxonův párový test (EPE – F): $p = 0,498963$						
Wilcoxonův párový test (EPE – RF): $p = 0,612090$						
Wilcoxonův párový test (EPE – R): $p = 0,932647$						
Wilcoxonův párový test (EPE – RB): $p = 0,236724$						
Wilcoxonův párový test (EPE – B): $p = 0,310495$						
Wilcoxonův párový test (EPE – LB): $p = 0,463072$						
Wilcoxonův párový test (EPE – L): $p = 0,865772$						
Wilcoxonův párový test (EPE – LF): $p = 0,236724$						

Legenda: EPE = Endpoint Excursion; F = směr dopředný; RF = směr dopředný-vpravo; R = směr vpravo RB = směr dozadný-vpravo; B = směr dozadný; LB = směr dozadný-vlevo; L = směr vlevo; LF = směr dopředný-vlevo

Příloha č. 10 Popisná statistika a výsledky Wilcoxonova párového testu pro test 10MWT

Proměnná	Test 10MWT (vstupní x výstupní měření)					
	Počet platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Směrodatná odchylka
Průměrný čas 10MWT – vstup	7	5,099643	4,845000	3,392500	7,377500	1,297131
Průměrný čas 10MWT – výstup	7	5,210476	4,890000	3,346667	7,650000	1,367289
Wilcoxonův párový test: $p = 0,612090$						

Příloha č. 11 Spearmanova korelační analýza mezi parametry WS, DCL, MXE a testem TUG

Dvojice proměnných	Spearmanova korelační analýza (WS x TUG)			
	Hodnoty vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet platných	Spearman R	t(N-2)	p-hodnota
WS – F – M vstup & TUG průměr vstup	7	-0,396412	-0,965507	0,378635
WS – F – M výstup & TUG průměr výstup	7	-0,214286	-0,490552	0,644512
WS – F – M rozdíl & TUG průměr rozdíl	7	0,396412	0,965507	0,378635

Legenda: WS = Weight symmetry, F = dopředný směr plošiny, M = střední rychlost posunu plošiny,

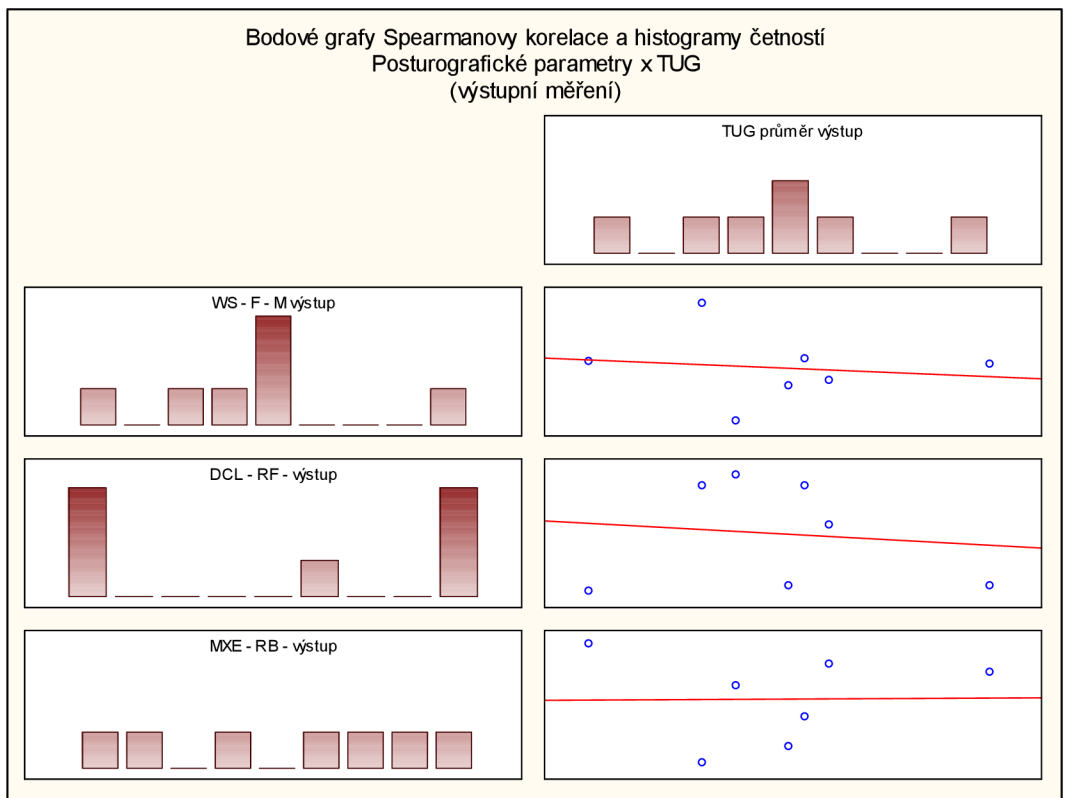
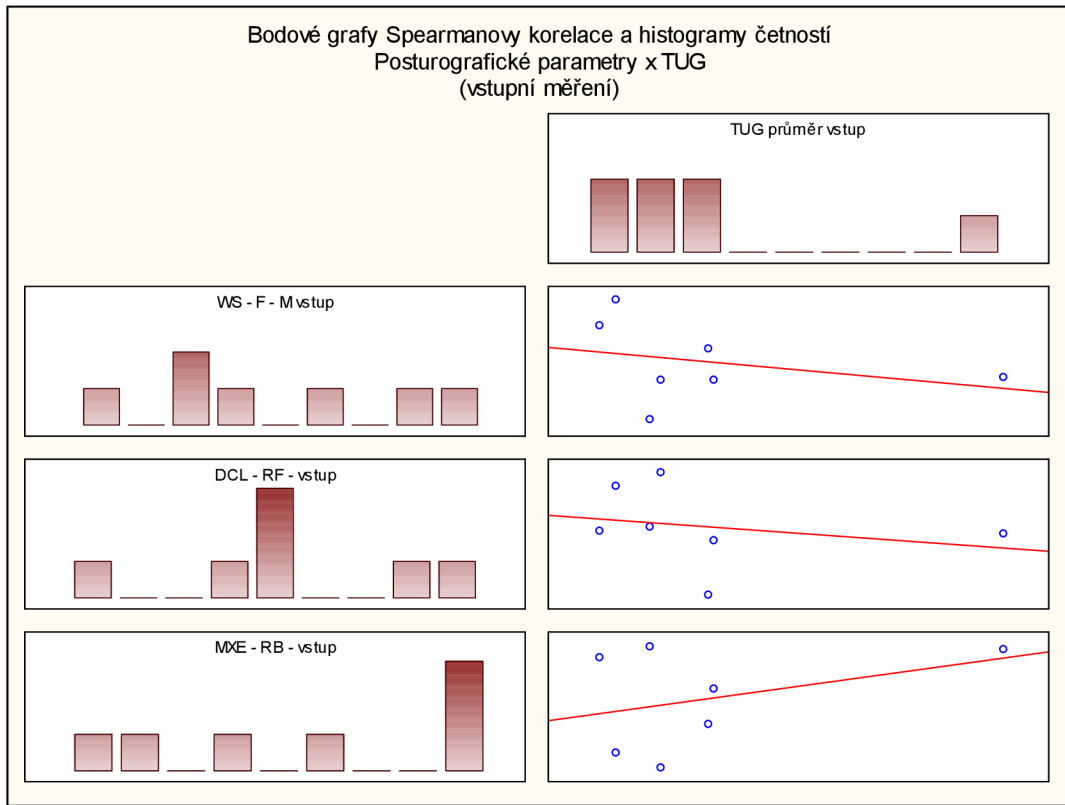
Dvojice proměnných	Spearmanova korelační analýza (DCL x TUG)			
	Hodnoty vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet platných	Spearman R	t(N-2)	p-hodnota
DCL RF – vstup & TUG průměr vstup	7	-0,535714	-1,41863	0,215217
DCL RF – výstup & TUG průměr výstup	7	0,00	0,00	1,000000
DCL RF – rozdíl & TUG průměr rozdíl	7	0,018185	0,040669	0,969134

Legenda: DCL = Direction control, RF = směr dopředný-vpravo

Dvojice proměnných	Spearmanova korelační analýza (MXE x TUG)			
	Hodnoty vyznačené červeně jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet platných	Spearman R	t(N-2)	p-hodnota
MXE RB – vstup & TUG průměr vstup	7	0,107143	0,240966	0,819151
MXE RB – výstup & TUG průměr výstup	7	0,107143	0,240966	0,819151
MXE RB – rozdíl & TUG průměr rozdíl	7	0,464286	1,172171	0,293934

Legenda: MXE = Maximum Excursion, RB = směr dozadný-vpravo

Příloha č. 12 Grafické znázornění výsledků Spearmanovy korelace



Bodové grafy Spearmanovy korelace a histogramy četností
 Posturografické parametry x TUG
 (rozdíl hodnot vstupního a výstupního měření)

