

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Tereza Svobodová

**Predikce rizika pádu u pacientů po CMP  
na podkladě klinického testování**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jiří Stacho

Olomouc 2018

## ANOTACE

**Typ závěrečné práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Predikce rizika pádu u pacientů po CMP na podkladě klinického testování

**Název práce v AJ:** Fall risk prediction in stroke patients based on clinical trials

**Datum zadání:** 2018-02-28

**Datum odevzdání:** 2018-05-15

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

**Autor práce:** Bc. Tereza Svobodová

**Vedoucí práce:** Mgr. Jiří Stacho

**Oponent práce:** Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

### Abstrakt v ČJ:

**Úvod:** Prevence rizika pádu je jedním z hlavních cílů rehabilitace pacientů po cévní mozkové příhodě. Včasné zjištění míry rizika pádu šetří nejen náklady za zdravotnické a sociální služby, ale pomáhá především předcházet dalšímu zhoršování stavu pacienta.

**Cíl:** Cílem výzkumu je pomocí posturálních parametrů objektivizovat vliv terapie u pacientů po cévní mozkové příhodě na změnu rizika pádu.

**Metodika:** K evaluaci rizika pádu byly použity testy Motor Control Test (MCT) a Limits of Stability (LOS) měřené na modulu Smart Equitest System posturografu NeuroCom®. Studie se účastnilo 14 probandů (MCT n=14; LOS n=13) ve věku 47-76 let v subakutním stádiu po první cévní mozkové příhodě v povodí arteria cerebri media. Pacienti byli podrobeni měření před terapií a po terapii.

**Výsledky:** Výsledky testu MCT ukazují, že pacienti v subakutním stádiu po cévní mozkové příhodě zatěžují více paretickou dolní končetinu. Po terapii došlo k větší symetrii zatěžování především u pacientů s pravostrannou hemiparézou. Dle parametru Latency je rychlost reakce paretické dolní končetiny výrazně nižší před terapií. Po terapii došlo k zrychlení reakcí paretické dolní končetiny. Podle testu LOS mají pacienti po cévní mozkové příhodě snížené limity stability na straně paretické dolní končetiny, a to především ve směru dopředu a dopředu doprava. Po terapii došlo ke zvětšení limitů stability právě v těchto směrech.

**Závěr:** Zvláště parametry Weight symmetry a Latency testu MCT se ukazují být neobjektivnější v predikci rizika pádu. Naopak test LOS pravděpodobně není vhodným pro predikci rizika pádu, kvůli vysoké variabilitě provedení testu.

### Abstrakt v AJ:

**Background:** Preventing a risk for fall is one of the biggest aims of stroke patients rehabilitation. Early prediction of the risk not only saves healthcare and social care costs but also helps against further worsening of the patient's condition.

**Purpose:** The aim of this research is to objectify the effect of therapy in stroke patients on the change of risk for fall using postural parameters.

**Design:** We used Motor Control Test (MCT) and Limits of Stability (LOS) test measured on the Samrt Equitest System module (NeuroCom®) to evaluate risk for fall. Fourteen subacute stroke patients without previous stroke history aged 47-76 participated in this study. The stroke was localized in arteria cerebri media. Patients were measured before and after therapy.

**Results:** Results of MCT show that subacute stroke patients tend to have bigger weight bearing asymmetry in favor of the paretic lower limb. The weight bearing asymmetry was lower after therapy mostly among patients with right hemiparesis. According to Latency parameter the response in the paretic leg was slower before therapy. Faster response was observed after therapy in paretic leg. According to LOS patients after stroke have smaller limits of stability in the direction of the paretic lower limb, especially in the forward and forward right directions. After therapy the limits of stability increased in these directions.

**Conclusion:** Particularly the Weight Symmetry and Latency parameters of the MCT test are shown to be the most objective in predicting the risk for fall. On the other hand the LOS test is probably not suitable to predict the risk for fall because of the high variability of the test.

**Klíčová slova v ČJ:** riziko pádu, cévní mozková příhoda, rehabilitace, rovnováha, řízení postury, posturografie

**Klíčová slova v AJ:** risk of fall, stroke, rehabilitation, balance, postural control, posturography

**Rozsah:** 74s/11 příloh

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

Olomouc 15. května 2018

-----  
podpis

Chtěla bych zde poděkovat panu Mgr. Jiřímu Stachovi za vedení mé diplomové práce, a to především za jeho ochotu při konzultacích a vždy věcnou kritiku. Dále bych chtěla poděkovat paní Mgr. Dagmar Tečové za pomoc při konzultacích o zpracování statistických dat.

# Obsah

Obsah.....	6
Úvod.....	8
1 Přehled teoretických poznatků .....	9
1.1 Pád u pacientů po CMP .....	9
1.1.1 Četnost výskytu pádů po CMP .....	9
1.1.2 Rizikové faktory .....	11
1.1.3 Fraktury jako komplikace pádu .....	13
1.1.4 Psychický dopad pádu na pacienta .....	14
1.2 Posturální kontrola.....	15
1.2.1 Změny posturální kontroly u pacientů po CMP .....	15
1.3 Rovnováha.....	17
1.3.1 Rovnováha z pohledu biomechaniky.....	17
1.3.2 Stabilita.....	19
1.3.3 Limity stability .....	19
1.4 Balanční strategie .....	20
1.4.1 Kotníková strategie.....	20
1.4.2 Kyčelní strategie .....	21
1.4.3 Kombinované strategie .....	22
1.4.4 Strategie měnicí BOS .....	22
1.4.5 Balanční strategie během chůze .....	22
1.5 Problematika asymetrického zatěžování dolních končetin.....	24
1.5.1 Reakce zdravého organismu na asymetrickou zátěž .....	24
1.5.2 Hemiparéza jako důvod asymetrie u CMP.....	25
2 Cíl a hypotézy diplomové práce .....	27
3 Metodologie výzkumu.....	29
3.1 Kritéria zahrnutí do studie .....	29
3.2 Důvody vyřazení ze studie .....	29
3.3 Použité metody .....	30
3.3.1 Smart Equitest System.....	30

3.3.2 Motor Control Test .....	30
3.3.3 Limits of Stability .....	31
3.4 Nastavení pacienta a průběh měření .....	32
3.5 Metody statistického hodnocení .....	33
4 Výsledky .....	34
4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1 .....	34
4.1.1 Výsledky hypotézy H <sub>01</sub> .....	34
4.1.2 Výsledky hypotézy H <sub>02</sub> .....	37
4.1.3 Výsledky hypotézy H <sub>03</sub> .....	40
4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2 .....	44
4.2.1 Výsledky hypotézy H <sub>04</sub> .....	44
4.2.2 Výsledky hypotézy H <sub>05</sub> .....	47
4.2.3 Výsledky hypotézy H <sub>06</sub> .....	49
5 Diskuze .....	51
5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1 .....	51
5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2 .....	56
5.3 Přínos pro praxi .....	59
5.4 Limity studie .....	61
Závěr .....	62
Referenční seznam .....	63
Seznam zkratk .....	72
Seznam obrázků .....	73
Seznam tabulek .....	74
Přílohy .....	75

# Úvod

Pád u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) je velmi aktuálním tématem a většina rehabilitačních intervencí u tohoto typu pacientů je zaměřená na zvýšení balančních schopností a tím zabránění výskytu pádu. Problém však nastává již při evaluaci tohoto rizika. Stále hledáme nejlepší testy a metody, které by nám umožnily zachytit rizikové jedince v populaci pacientů po CMP.

Tématem této práce je kvantifikace rizika pádu u pacientů po CMP a možnost predikce tohoto rizika pomocí dynamické posturografie. Teoretická část obsahuje poznatky o faktorech vedoucích ke zvýšení rizika pádu u pacientů po CMP a změnách posturální kontroly u této skupiny pacientů. Stručně shrnuje také problematiku rovnováhy, balančních strategií i asymetrického zatěžování spojeného s hemiparézou.

Hlavním cílem výzkumné části bylo pomocí posturálních parametrů objektivizovat vliv terapie u pacientů po CMP na změnu rizika pádu. Z testů, které nabízí posturograf NeuroCom® byly vybrány dva testy: Motor Control Test a Limits of Stability. Získané hodnoty klíčových parametrů byly statisticky vyhodnoceny v softwaru Statistica 13.3 a výsledky byly vyhodnoceny na hladině signifikance  $p < 0,05$ .

Diskuze pak porovnává výsledky měření s dostupnými publikacemi na dané téma, hodnotí se zde praktický přínos pro klinickou praxi a nakonec jsou zde shrnuty i limity práce.

Klíčovými slovy pro vyhledávání byly: riziko pádu (risk of fall), cévní mozková příhoda (stroke), rehabilitace (rehabilitation), rovnováha (balance), řízení postury (postural control) a posturografie (posturography).

K vyhledání literatury související s tématem byly využity následující databáze: PubMed, EBSCO, Scopus a Google Scholar.

Pro daná klíčová slova bylo v databázi PubMed nalezeno 354 výsledků a v databázi Scopus 177 výsledků. Pro tuto diplomovou práci bylo použito 52 z nich. Navíc k tomu bylo použito 5 knižních publikací.

Vyhledávání dat proběhlo v období od 30. 1. 2017 do 15. 5. 2018, stejně tak tvorba rešerší. Výzkumná část, zpracování výsledků, statistické zpracování a zhodnocení výsledků proběhly v době od 12. 2. 2017 do 10. 4. 2018.



# 1 Přehled teoretických poznatků

## 1.1 Pád u pacientů po CMP

Cévní mozkové příhody jsou jedním z hlavních zdravotních problémů, se kterými se dnešní vyspělé země potýkají. Díky lepší primární i sekundární prevenci se nyní snižuje četnost nově vzniklých CMP. Avšak s prodlužující se délkou života celkový počet pacientů po CMP stoupá (Batchelor et al., 2012, p. 482). Naše zdravotnictví nyní dosahuje takové úrovně, že je schopno lépe zvládat zdravotní stav pacientů při akutně vzniklé CMP. Tím se markantně snížila úmrtnost u tohoto typu pacientů. Podle České kardiologické společnosti bylo v ČR v roce 2007 hospitalizováno kvůli CMP 41 646 lidí. V Evropě tedy sice stále patříme mezi země s vyšším výskytem tohoto onemocnění, ale i u nás vidíme trend klesajícího počtu nových CMP. Postiženy jsou více ženy, což lze vysvětlit tím, že se v průměru dožívají vyššího věku a riziko vzniku CMP s přibývajícím věkem rapidně stoupá (Bruthans, 2009, pp. 128-129). Dokonce až dvě třetiny pacientů po CMP jsou lidé starší 65 let (Geurts et al., 2005, p. 268). Nad 75 let věku se riziko zvyšuje až na 50 % (Bruthans, 2009, pp. 128-129).

Vzhledem k nižší mortalitě se častěji setkáváme s dlouhodobými následky CMP. Pacienti musí čelit jak raným, tak pozdním komplikacím, které bohužel často vedou ke vzniku disability u dospělých. Až 40 % pacientů po CMP je při ADL (Activities of Daily Living = každodenní aktivity) odkázáno na pomoc druhých. Mnohem dříve také vyhledávají pomoc pečovatelských domů (Bruthans, 2009, p. 130). Na kvalitu provádění ADL a také na chůzi má bezesporu největší vliv narušená posturální kontrola (Geurts et al., 2005, p. 268). Důsledkem je pak zhoršená rovnováha a zvýšené riziko pádu. S pádem se pak pojí další komplikace, jako jsou fraktury, které přispívají k morbiditě jedinců. Může dojít ke ztrátě soběstačnosti a v nejhorších případech dokonce ke smrti v důsledku těchto komplikací. Včasné odhalení hrozícího pádu nejen ušetří náklady za zdravotnické a sociální služby, ale zabrání vzniku komplikací a dalšímu zhoršování stavu pacienta (Batchelor et al., 2012, p. 482; Poole, Reeve et Warburton, 2002, p. 1432; Bruthans, 2009, p. 130).

### 1.1.1 Četnost výskytu pádů po CMP

Klinický obraz pacientů po CMP se v následujících dnech až měsících po vzniku výrazně mění. Jednotlivá vývojová stadia se dokonce mohou překrývat a nelze je přesně časově ohraničit (Kolář et al., 2009, pp. 386-389). Výskyt pádů závisí na aktuálním klinickém obrazu, tudíž záleží na tom, zda se jedná o akutní, subakutní nebo chronické stádium.

Pády jsou velmi častým problémem jak během hospitalizace, tak po propuštění pacientů domů nebo do následné odborné ošetrovatelské péče. Během hospitalizace pád tvoří až 40 % všech zdravotních komplikací. Přitom nejkritičtějším obdobím se ukazují být první tři týdny rehabilitace. V porovnání například s pacienty hospitalizovanými kvůli kardiopulmonálním obtížím, pacienti po CMP padají až dvakrát častěji. Můžeme také vidět velké rozdíly mezi běžnou starší populací a pacienty po CMP. Starší lidé spadnou jednou za rok asi ve 30 % případů a 15 % spadne dvakrát nebo víckrát (Weerdensteyn et al., 2008, p. 1196). Podle nedávných studií to ale jen 50 % z nich sdělí svému lékaři (Shupert et Horak, 2016, p. 1). V průměru je to však asi 0,65 pádů za rok napříč starší populací. Naproti tomu na pacienta po CMP připadá v následujícím roce mezi 2,2 - 4,9 pádů. Nejen že tito pacienti padají častěji, ale pozorujeme u nich i vyšší riziko opakovaných pádů (Weerdensteyn et al., 2008, p. 1196).

V akutním stádiu spadne asi 14-25 % pacientů. V subakutním stádiu se rozpětí pohybuje dokonce mezi 9 a 39 % (Czernuszenko et Czlonkowska, 2009, p. 177). Většina studií bohužel příliš nerozlišuje akutní a subakutní stádium, ale využívá dělení na dobu hospitalizace a po propuštění z nemocniční péče. Proto se také mohou udávané hodnoty tolik lišit, zejména díky rozdílné délce hospitalizace. Například studie, kterou publikovala Batchelor et al. (2012, p. 482) udává, že během pobytu v nemocnici spadne alespoň jednou 14-65 % pacientů po CMP. Do tohoto rozmezí spadají i výsledky dřívější studie, která udává pád u 10,5 až 47 % pacientů. Přitom doplňuje, že zhruba 5-27 % jedinců krátce po prodělaném CMP spadne dokonce dvakrát nebo víckrát (Weerdensteyn et al., 2008, p. 1196).

Nejdelsí dobu bývají pozorováni pacienti po propuštění z rehabilitace. Podle pozorované doby se pak liší i četnost pádů. Do tří až čtyř měsíců od propuštění spadne průměrně 23-34 % z nich. Do půl roku je to pak 40 až 73 %. Podobné hodnoty jako do půl roku se objevují i do konce prvního roku od prodělaného CMP (43-70 %) (Weerdensteyn et al., 2008, p. 1196). Na tom, že nejkritičtější je doba šesti měsíců po propuštění se shodují i další studie (Kerse et al., 2008, pp. 1892-1893; Batchelor et al., 2012, p. 482).

Jednotlivé studie se příliš neshodují na přesných procentech výskytu. Je to především proto, že každá má k dispozici jinou reprezentativní skupinu. Liší se tedy v metodách rehabilitační péče, v počtu subjektů napříč pozorovanými skupinami pacientů i délkou doby pozorování. Proto mají uvedené procentuální údaje tak široké rozmezí.

### 1.1.2 Rizikové faktory

Existují typické rizikové faktory u pacientů po CMP, které indikují zvýšenou možnost vzniku pádu (nejčastější z nich viz Tabulka 1, str. 12). Ty se dají dělit podle toho, zda jsou specifické pro hospitalizované nebo již propuštěné pacienty. Obecně však můžeme říci, že na pády po CMP nemá velký vliv pohlaví, věk nebo typ CMP. V akutním stádiu a během hospitalizace bývají pády nejčastěji způsobeny během transportu. Během dne se jako kritická jeví doba od 10 do 11 hodin ráno a mezi 5. a 6. hodinou odpoledne. V tomto období pacient padá nejčastěji při samostatném pohybu po pokoji a také velmi často v koupelně nebo na toaletě. Tyto nehody se stávají většinou, když pacient nedbá pokynů ošetřujícího personálu, a to až v 58 % případů. Například když si nepožádá o doprovod na toaletu nebo nepoužívá předepsané pomůcky. Jde většinou o pacienty s větším kognitivním deficitem, kteří hůře spolupracují, a je proto velmi obtížné pádu zabránit. Kvůli nedostatku personálu není velmi pravděpodobné, že by mohl každý takovýto pacient mít svého asistenta. V zahraničních studiích se mluví o zavedení individualizovaných protokolů, které by mohly poskytnout malé zlepšení. Jedná se o štítky podobné těm, co se využívají na jednotkách intenzivní péče (informace o místě iniciálního kontaktu pro bazální stimulaci). Sdělovaly by, zda pacient potřebuje supervizi, pomůcku nebo pomoc při chůzi. Tyto protokoly by alespoň pro případ transferu na vyšetření a podobně okamžitě informovaly personál o potřebách daného pacienta (Weerdesteyn et al., 2008, p. 1197; Batchelor et al., 2012, pp. 483-484).

V období hospitalizace je třeba dávat pozor i na další rizikové faktory. Některými z nich jsou třeba kardiopulmonální nedostatečnost, inkontinence, historie pádu za poslední rok a kognitivní deficit. Silné psychotropní léky podávané v akutním stádiu CMP zdanlivě snižují riziko. Je to ale hlavně kvůli následné imobilizaci nebo se pacient pak pohybuje výhradně s doprovodem. Na přelomu akutního a subakutního stádia se k výše zmíněným faktorům připojují další. Může to být například horší zvládnání ADL, poruchy rovnováhy, jednostranný nebo oboustranný motorický deficit, neglect syndrom nebo afázie. Z léků musíme zvýšit naši pozornost, pokud pacient užívá hypotenziva, diuretika, antidepressiva, sedativa a také obecně když bere více léků současně (Czernuszenko et Czlonkowska, 2009, p. 177).

Zřídka se setkáváme s pádem přímo během rehabilitace ať už se jedná o nácvik chůze nebo cvičení samotné. Práce s pacientem pod odborným dohledem fyzioterapeuta je tedy velmi bezpečná. A to i přesto, že se během ní snažíme zjistit pacientovy balanční schopnosti, jejich hranice a posouvat je. Studie se však shodují na tom, že pokud dojde k pádu během

rehabilitace, jde o prognosticky velmi špatné znamení (Weerdesteyn et al., 2008, p. 1197; Czernuszenko et Czlonkowska, 2009, p. 177).

Po propuštění je jedním z hlavních rizikových faktorů přetrvávající sensorický nebo motorický deficit. Paréza nebo silná spasticita dolních končetin ať už unilaterálně nebo bilaterálně bývá častým důvodem pádu. Směr pádu je nejčastější na postiženou stranu nebo dopředu. Pacienti poté udávají jako důvod pádu pocit ztráty rovnováhy nebo špatný odhad výšky dalšího kroku (na schodech, nerovném povrchu, atd.). Problémem může být také nedostatečné zapojení do společnosti. Ztráta zájmu o sociální interakce vede k inaktivitě, celkovému snížení mobility a pohybové zdatnosti (Czernuszenko et Czlonkowska, 2009, p. 177; Batchelor et al., 2012, p. 483).

Kereš et al. (2008, pp. 1891-1892) pozoroval šest měsíců po propuštění 1104 pacientů po CMP. Na základě získaných údajů zjistil, že k většině pádů dochází doma. A to až v 77 % případů. Zbytek respondentů spadl mimo svůj domov. Avšak 45 % z nich upadlo v nějakých vnitřních prostorách. To dělá z interiérů nejrizikovější oblast pro výskyt pádů. Na druhou stranu jde o místa, kde můžeme pádům předcházet. Vztah mezi mobilitou jedince a možným pádem je velmi komplexní, proto nemůžeme absolutně vyloučit všechna rizika. Aktivní prevence pádů, zlepšování stability, příprava na možný pád a minimalizace následků by však měly být ideálně součástí rehabilitačního programu u pacientů po CMP.

**Tabulka 1** Přehled hlavních rizikových faktorů pro vznik pádu (Shupert et Horak, 2016, p. 2)

<b>RIZIKOVÉ FAKTORY PÁDU</b>	<b>KOEFICIENT NÁSOBÍCÍ RIZIKO</b>
<b>Historie pádu v posledním roce</b>	5
<b>Svalová slabost</b>	4,4
<b>Periferní neuropatie</b>	3
<b>Problémy s rovnováhou</b>	2,9
<b>Pomalá chůze</b>	2,9
<b>Chůze s holí</b>	2,6
<b>Poruchy vizu</b>	2,5
<b>Artróza</b>	2,4
<b>Závislost při ADL</b>	2,3
<b>Deprese</b>	2,2
<b>Kognitivní deficit</b>	1,8
<b>Věk nad 80 let</b>	1,7
<b>Užívání více než 5 léků</b>	1,7

### 1.1.3 Fraktury jako komplikace pádu

Velmi zajímavá je incidence fraktur, které si pacienti během pádu mohou způsobit. Podle švédské studie, která během deseti let zaznamenávala data o frakturách pacientů hospitalizovaných pro CMP v místní nemocnici, až 9 % z nich utrpělo nějakou frakturu. Přestože rizika vzniku fraktur po propuštění měla klesavou tendenci, bylo riziko stále mnohem vyšší než u stejně staré kontrolní skupiny (Poole, Reeve et Warburton, 2002, p. 1433). Podle jiné studie v akutním stádiu vývoje CMP utrpí frakturu 2-3 % pacientů. Během hospitalizace toto číslo roste až na 7 % a po propuštění incidence mírně klesá na 1-6 % (Czernuszenko et Czlonkowska, 2009, p. 177).

Zlomeniny proximální části femuru jsou jednou ze závažných komplikací pádu pacientů po CMP. Jedná se nejčastěji o dva typy těchto zlomenin, a to o fraktury krčku femuru a trochanterické fraktury. Trochu častější jsou přitom právě zlomeniny krčku femuru na postižené straně u hemiparetických pacientů. Tento typ zlomenin může být potenciálně život ohrožujícím stavem. Až 30 % pacientů s frakturou krčku femuru umírá do jednoho roku od tohoto zranění. Zbýlých 70 % se potýká většinou s nějakou pórúrazovou komplikací, jako jsou přetrvávající bolesti, zhoršení pohyblivosti až ztráta soběstačnosti. Rizikovými faktory pro frakturu proximální části femuru jsou především věk a s ním také spojená osteoporóza. Proto jsou tyto zlomeniny typické pro starší populaci. Avšak právě pokročilým věkem (nad 65 let) se senioři kryjí s pacienty po CMP. Fraktury proximální části femuru se u pacientů po CMP objevují až čtyřikrát častěji, než u zdravé populace seniorů. Riziko samozřejmě zvyšuje i předchozí historie pádu nebo nedávné zlomeniny (Ramnemark et al., 2000, p. 1572).

Zvýšený výskyt fraktur po CMP je z velké části způsoben také úbytkem kostní hmoty v paretických končetinách. Jde o takzvanou hemiosteoporózu, která se začíná rapidně objevovat záhy po prodělání CMP a vyvíjí se trochu pomalejším tempem během celého následujícího roku. Rychlý lokalizovaný úbytek kostní hmoty v akutním stádiu se připisuje upoutání na lůžku a nezatěžování dolních končetin. Již během sedmi dní imobilizace dochází prokazatelně k převaze osteoklastické činnosti nad osteoblastickou. Proto je snaha o velmi časnou vertikalizaci pacientů. V případě hemiosteoporózy je tento jev spojen s jednostranným nedostatečným zatěžováním postižené dolní končetiny. Na další rozvoj osteoporózy po CMP má tedy vliv hlavně obnova funkčního pohybu paretické strany, délka trvání hemiplegie v akutním stádiu a následná hemiparéza. K osteoporóze také neblaze přispívá antikoagulační warfarinová léčba a případný nedostatek vitamínu D. Zdravotní stav po CMP tedy přispívá ke

vzniku osteoporózy nebo zhoršení jejího stavu na postižené straně těla (Poole, Reeve et Warburton, 2002, pp. 1433-1434).

#### **1.1.4 Psychický dopad pádu na pacienta**

Počet vážných zranění způsobených pádem je poměrně malý. Vždy však nejde pouze o fyzickou újmu na zdraví, ale také o tu psychickou. Až 88 % jedinců, kteří spadli, totiž trpí strachem a úzkostí z možného opakování se pádu. Z toho může pramenit obava z jinak běžných aktivit denního života. Následkem toho nezřídka dochází k poruše resocializace a omezení společenských aktivit. To bývá navíc často doprovázeno depresemi. Všechny tyto důsledky vedou k začarovanému kruhu, kdy obava z pohybu vede k dalšímu zhoršení kondice až ztrátě soběstačnosti. Tím, že se jedinec takto izoluje, se velmi snižují možnosti jeho kognitivní rehabilitace. Vlivem toho kognitivní schopnosti upadají stejně jako ty fyzické, což má za následek nárůst rizika výskytu dalšího pádu a případně i zranění (Wong et al., 2016, p. 1614).

## 1.2 Posturální kontrola

Posturální kontrola nám umožňuje udržet polohu celého těla nebo pozici COG (centre of gravity) v závislosti na okolním prostředí nebo určitých silách okolního prostředí. Nejčastěji se bavíme o překonání gravitační síly. Tento pojem zahrnuje široký souhrn mechanismů, které nám toto v běžném životě zajišťují. Díky nim jsme schopni základních pohybových aktivit jako je sezení, stoj nebo chůze, bez kterých si stěží dovedeme náš život představit. Z pohledu mechaniky je lidské tělo ve stoji velmi nestabilní. Pokud bychom pominuli všechny systémy, které spolupracují na posturální kontrole člověka, nebylo by pro nás možné odolávat gravitaci, natožpak chodit nebo běhat. Abychom toho všeho byli schopni, potřebujeme perfektní souhrn tří základních složek. První z nich je senzorká kontrola (zrak, vestibulární systém, propiocepce), která má za úkol přijímání signálů z okolí a informování o potenciálně posturálně nebezpečné situaci. Dále řídicí systém (CNS), který informace zpracuje a vyhodnotí. Správná funkce CNS je klíčová pro adekvátní zpětnou vazbu na podnět a zaujetí atitudy vůči posturálnímu problému. Poslední složkou je kosterní svalstvo, tedy výkonný orgán. Svaly musí reagovat včas přiměřenou silou a v perfektní synergii (Latash, 2008, pp. 210-220; Garland, Gray et Knorr, 2009, pp. 391-393).

### 1.2.1 Změny posturální kontroly u pacientů po CMP

Se stavem po CMP jsou spojeny změny na úrovni CNS, které bezpochyby ovlivňují všechny základní složky podílející se na posturální kontrole člověka. Až 83 % pacientů 2-3 týdny po prodělání CMP trpí změnami somatosenzoriky, které vedou k poruchám rovnováhy. Mají také prokazatelně větší titubace a asymetricky zatěžují dolní končetiny. Není proto divu, že trénink rovnováhy a chůze zaujímá asi 34 % z rehabilitačního programu po mozkové mrtvici (Tyson et Selley, 2006 in Garland, Gray et Knorr, 2009, p. 387; Yu et al., 2008, p. 1133).

#### Změny somatosenzoriky

Přestože taktilní vjemy z chodidel mají prokazatelný vliv na motorickou inervaci svalů kolem kotníku u zdravých jedinců (Fallon et al., 2005 in Garland, Gray et Knorr, 2009, p. 393), u pacientů po CMP byla vyvrácena korelace mezi taktilní senzitivitou planty a výskytem pádů (Marigold et al., 2004, p. 227). Stejně tak nebyla prokázána souvislost mezi propioceptivním deficitem a asymetrickým zatěžováním dolních končetin, stejně jako se zhoršenou stabilitou ve stoji (Roerdink et al., 2009 in Garland, Gray et Knorr, 2009, p. 393). Ze senzorkých vjemů se

ukazuje být klíčová vizuální kontrola. Různé afekce vizu (výpadky zorného pole, diplopie, atd.) zhoršují posturální stabilitu jedince. Obecně pak stoj se zavřenýma očima způsobuje výrazné zvětšení amplitudy titubací (Marigold et al., 2004, p. 223; Garland, Gray et Knorr, 2009, p. 394).

### **Změny v řídicím systému**

Se stavem po CMP může dojít také ke změnám vnímání vlastního těla v prostředí. Změny interpretace senzitivních vstupů v CNS hrají klíčovou roli ve zhoršení stability po CMP. Špatné vnímání vertikální polohy má podstatný vliv na následnou rehabilitaci problémů s rovnováhou (Bonan et al. 2006, pp. 52-54).

### **Změny kosterního svalstva**

U pacientů po CMP se projevují změny v motorice, které mají následně vliv i na posturální řízení. K nim patří pomalé pohyby, slabost svalstva, zvýšená únava, nekoordinovanost a menší přesnost pohybu.

Svalová únava se objevuje až u 70 % pacientů po CMP. Je spojena s dlouhodobou činností, jako je třeba delší chůze. Únava může být definována jako pocit nedostatku energie v závislosti na trvající zátěži. Vyznačuje se sníženou pracovní kapacitou a neschopností efektivně reagovat na podněty. Šestimínutový test chůze (6 Minute Walking Test) prokázal, že pacienti po CMP ujdou kratší úsek a průměrná rychlost je také nižší než u zdravých jedinců. Pokud však chtějí zrychlit je u nich typickou strategií snížení stability trupu. To lze prokázat zvýšenou akcelerací horního trupu měřenou akcelerometry. Tato kompenzační strategie vede k tomu, že se vystavují vyššímu riziku pádu (Iosa et al., 2011, pp. 1-5).

Zpomalení pohybů může být dáno úbytkem motorických jednotek. Tento jev je způsoben snížením trofiky hemiparetické strany, a tedy nedostatečným drážděním motorických jednotek (Garland, Gray et Knorr, 2009, p. 388). Snížování počtu motorických jednotek začíná již 9. den po CMP. Další ztráty a reorganizace motorických jednotek probíhá celý následující rok. První jsou postiženy rychlé motorické jednotky, proto v postižených svalech převažují pomalé motorické jednotky (Dattola et al., 1993 in Garland, Gray et Knorr, 2009, p. 388). Nejenže dochází k úbytku rychlých motorických jednotek, ale i rychlost zapojování (firing) je výrazně nižší, což způsobuje poruchu svalových synergií. Motorická kontrola je tímto výrazně ovlivněna a ohrožuje tak posturální stabilitu (Garland, Gray et Knorr, 2009, p. 388).



## 1.3 Rovnováha

Termín rovnováha je běžně používán zdravotnickým personálem napříč mnoha obory medicíny. Často je spojován s dalšími pojmy jako je stabilita a posturální kontrola. Evaluace rovnováhy jedince je klíčová mimo jiné u pacientů s neurologickým deficitem. Rovnováha člověka přitom nemá přesně danou definici a jde stále spíše o terapeuty intuitivně vnímaný pojem. Je proto důležité si ujasnit, co přesně lidská rovnováha znamená (Pollock et al., 2000, p. 402).

### 1.3.1 Rovnováha z pohledu biomechaniky

Třetí Newtonův pohybový zákon říká, že: „Těleso setrvává v klidu nebo rovnoměrném přímočarém pohybu, pokud není nuceno vnějšími silami tento pohybový stav změnit“ (Issac Newton, 1687 in Janura et Janurová, 2007, p. 44). To znamená, že rovnovážný pohybový stav tělesa nastane tehdy, když se výslednice sil nebo momentů sil na něj působících rovná nule. Podle toho, jakou rychlostí se těleso pohybuje, pak rozlišujeme rovnováhu statickou (rychlost, kterou se těleso pohybuje, se rovná nule,  $v=0$ ) nebo dynamickou (těleso se pohybuje nenulovou konstantní rychlostí,  $v=\text{konst.}$ ) (Janura et Janurová, 2007, p. 83).

#### Statická rovnováha

Abychom dokázali určit, zda těleso dokáže udržet rovnovážnou polohu ve statické situaci, musíme si vyjasnit dva pojmy. Prvním z nich je COG, které označuje vertikální průmět těžiště do podložky. Druhým z nich je pak BOS (base of support), tedy opěrná báze (Pollock et al., 2000, pp. 402-403). Opěrná báze nám určuje prostor v rozmezí vnějších hranic opěrných ploch. Opěrná plocha je pak oblast přímého kontaktu tělesa s podložkou (viz Obrázek 1) (Janura et Janurová, 2007, p. 84).

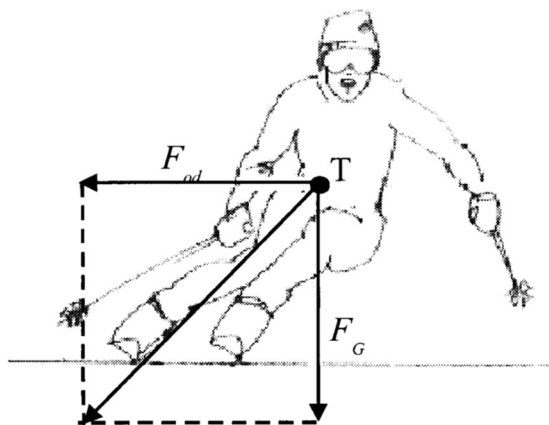


**Obrázek 1** Alternace opěrné báze podle umístění opěrných ploch (Janura et Janurová, 2007, p. 84)

Rovnováha nastává tehdy, pokud se COG promítá do BOS. Když však COG nespadá do BOS, dochází k pádu nebo posunu objektu. Pokud k tomu dojde u člověka, má oproti neživému tělesu značnou výhodu a tento stav nemusí končit pádem. Tělo člověka je vybaveno somatosenzorickým systémem, který zaznamená hrozící pád, a svalovou silou, díky které je člověk schopen posunout své COG do BOS. Tato schopnost se označuje jako posturální kontrola (Pollock et al., 2000, pp. 402-403).

### Dynamická rovnováha

Při hodnocení dynamické rovnováhy musíme brát v úvahu více faktorů než jen průmět COG v rozmezí BOS. Při posuzování dynamické rovnováhy je důležité, aby se výslednice všech vnějších i vnitřních sil promítala do BOS (viz Obrázek 2). Vertikální projekce COG se tedy nemusí nutně nacházet uvnitř opěrné baze, aby byla zachována rovnováha. Naopak i přesto, že vertikální projekce COG může spadat do BOS, ale zároveň výslednice sil působících na těžiště míří mimo BOS, není nutně zajištěna rovnováha. (Janura et Janurová, 2007, p. 85; Hof, Gazendam et Sinke, 2005, p. 1).



**Obrázek 2** Příklad působení sil na lyžaře v zatáčce (Janura et Janurová, 2007, p. 85)

**Legenda:**  $F_{od}$  – odstředivá síla, T – těžiště,  
 $F_G$  – tíhová síla

### 1.3.2 Stabilita

Stabilita neživého i živého tělesa se dá posuzovat podle toho, jak těžké je vychýlit ho z rovnováhy. Čím těžší je dané těleso vychýlit (čím větší zevní sílu k tomu potřebujeme), tím stabilnější je. Větší stability docílíme třemi způsoby:

- a) snížením těžiště,
- b) zvětšení opěrné báze,
- c) přiblížením COG co nejblíže středu opěrné báze (Pollock et al., 2000, p. 403).

Během vzpřímeného stoje se člověk nachází v relativně nestabilní pozici. Někdy bývá lidské tělo ve stoji připodobněno k obrácenému kyvadlu (inverted pendulum). Těžiště je poměrně vysoko (před obrátekem  $S_1/S_2$  v malé pánvi) a BOS je malá. To dělá ze stoje velmi labilní polohu. Je tedy zapotřebí komplexní systém pro udržení vzpřímené polohy těla, který se skládá ze sensorické, řídicí (CNS) a výkonné části (kosterní svalstvo) (Pollock et al., 2000, p. 403; Janura et Janurová, 2007, s. 86; Latash, 2008, pp. 210-215).

### 1.3.3 Limity stability

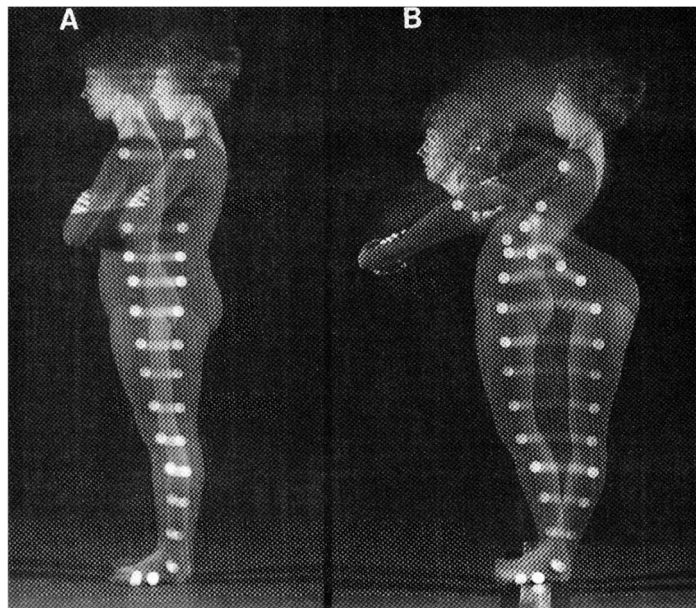
Každý jedinec má své limity stability. Jde o oblast, ve které můžeme posouvat naše COG bez nutnosti změnit BOS. Tyto limity stability jsou velice individuální, mění se především na základě velikosti a postavení chodidel ve stoji. Vždy jsou však kónického tvaru kvůli teorii obráceného kyvadla (viz Obrázek 3). Schopnost udržet se v limitech stability tedy nesouvisí pouze s opěrnou bazí. Ovlivňují ji i rozsahy pohybu kloubů a svalová síla. Nemluvě o sensorickém systému, který nám zajišťuje povědomí o našich limitech stability (Horak, 2006, pp. 8-9).



**Obrázek 3** Limity stability (Horak, 2006, p. 9)

## 1.4 Balanční strategie

Naše tělo se snaží udržet rovnováhu nejrůznějšími způsoby. Existuje proto řada pohybových balančních strategií, které můžeme základně dělit podle toho, jestli u nich měníme BOS nebo ne. Pokud neměníme BOS, jde o kyčelní nebo kotníkovou strategii (viz Obrázek 4), případně o kombinace těchto dvou. Další variantou jsou pak strategie měnící BOS, tedy různé úkroky. Do této skupiny můžeme zařadit i udržování rovnováhy během chůze. U pacientů po CMP si můžeme všimnout typických balančních strategií, které jsou spojeny se změnami posturální kontroly (Horak, 2006, p. 9).



**Obrázek 4** Příklad kotníkové (A) a kyčelní (B) strategie (Horak, 1987, p. 1882)

### 1.4.1 Kotníková strategie

Kotníkovou strategii využíváme především u menších nebo pomalejších výchylek COG. Její využití také zvyšuje stoj na pevném rovném povrchu, který dobře odolává momentům sil vznikajících pohybem v kotních (Shumway-Cook et Woollacott, 2012, pp. 286-287; Horak, 1987, p. 1882; Horak, 2006, p. 9; Runge et al., 1999, pp. 161-169). Kotníková strategie je také upřednostňována mladšími lidmi, jak prokazuje studie, kterou publikoval Gatev et al. (1999 in Amiridis, Hatzitaki et Arabatzi, 2003, p. 137). Podle ní muži ve věku od 24 do 54 preferují kotníkovou strategii před kyčelní během klidného stoje.

U kotníkové strategie se tělo chová jako jednosegmentové obrácené kyvadlo s body otáčení v hlezenních kloubech. Nejde samozřejmě o čistý pohyb pouze v kotních. Při bližším

zkoumání musíme uznat, že i v kyčli dochází k minimálnímu pohybu. Při translaci podložky směrem dozadu však dochází primárně k aktivaci lýtkových svalů (m. gastrocnemius). Následně svalová aktivita přechází na hamstringy, dále pak na paravertebrální zádové svaly a nakonec dokonce až na m. trapezius. Člověk si přitom vybírá pro udržení vzpřímené polohy vždy nejekonomičtější pohybový vzor. Bylo prokázáno, že využití kotníkové strategie pro udržení rovnováhy je náročnější na svalovou sílu než kyčelní strategie. Proto lze očekávat, že nebude tak často používána u pacientů se sníženou svalovou silou dolních končetin (Runge et al., 1999, pp. 161-162).

#### 1.4.2 Kyčelní strategie

Naproti tomu kyčelní strategii zpravidla používáme ve chvílích, kdy je kotníková strategie nemožná, nedostačující nebo nevýhodná. Například při stožení na úzkém rovném povrchu (př.: kladina, stupátko na žebříku, úzký schod, ...) nebo na nerovném či příliš měkkém povrchu, kde nelze dostatečně zajistit oporu pro chodidlo a vyvolání potřebných momentů sil. Tato strategie je také lepší, pokud potřebujeme rychle nebo ve větším rozsahu navrátit COG do oblasti BOS (Shumway-Cook et Woollacott, 2012, pp. 286-287; Horak, 1987, p. 1882; Horak, 2006, p. 9; Runge et al., 1999, pp. 161-169). Při běžném stožení však tato strategie vede jen k minimálnímu posunu COG (Shumway-Cook et Woollacott, 2012, p. 286). Často ji tedy mohou využívat pacienti s nepříliš kvalitní BOS. Snížení kvality opěrné báze je dáno především změnami opěrné plochy, tedy chodidly. Například špatnou aferencí z proprioceptorů (z důvodu neuropatie různého původu), bolestí chodidla, která brání přenosu váhy na dané místo, nebo neschopností přenést váhu na paretickou dolní končetinu u pacientů po CMP (Horak, 2006, p. 8).

Během kyčelní strategie se tělo stává dvousegmentovým obráceným kyvadlem s body otáčení v kyčelních a hlezenních kloubech. Čistě kyčelní strategie bez využití pohybu v kotníku nebyla experimentálně zaznamenána. Při posunu podložky dozadu pozorujeme aktivaci břišní muskulatury následovanou aktivitou m. quadriceps femoris. To nám způsobuje typickou flexi v kyčelních kloubech. Dále pak se aktivuje m. tibialis anterior, který dělá dorzální flexi v kotních. Svalovou aktivitu přitom můžeme pozorovat až na m. sternocleidomastoideus. Míra svalové aktivity jednotlivých svalových skupin se zvyšuje s rychlostí posunu podložky (viz Příloha 1, str. 75). Kyčelní strategie je poměrně nenáročná na svalovou sílu. Může to být také tím, že u ní využíváme větší svalové skupiny než u kotníkové strategie (Runge et al., 1999, pp. 161-162).

### **1.4.3 Kombinované strategie**

Kombinované strategie jsou neúplně striktně definovanou skupinou balančních strategií. Radíme sem všechny strategie kombinující v nějaké míře kotníkovou a kyčelní strategii. Můžeme tedy pozorovat, že se příslušné svalové skupiny aktivují současně. Ve větší míře se objevují při změně povrchu. Tedy pokud změníme translační podložku z výrazně úzké (9 cm) na klasickou širokou, ale i obráceně z širší na užší. Kombinované strategie se mohou objevit i při rychlém podtrhu podložky na rovném a dostatečně širokém povrchu, a to u pacientů se somatosenzorickým deficitem z důvodu ischemie dolních končetin nebo u pacientů s Parkinsonovou chorobou (Runge et al., 1999, p. 162).

### **1.4.4 Strategie měnicí BOS**

Tato strategie je používána v situacích, kdy ani kotníková, ani kyčelní strategie nejsou dostatečné pro udržení rovnováhy. Může se jednat o příliš rychlý nebo velký posun podložky. V těchto případech je nutné udělat krok. V některých případech se tato strategie může jevit jako klopýtnutí nebo podklesnutí dolní končetiny. Vždy jde však o rozšíření BOS ve směru postrčení nebo podtrhu podložky. Běžně ji používáme hlavně při chůzi, nebo pokud není důležité udržet chodidla v přesně dané pozici (Horak, 1987, p. 1882; Horak, 2006, p. 9). Je zajímavé, že i přes to, že se uchýlíme k úkroku jako konečné balanční strategii, dochází ještě předtím k pokusu zvládnout situaci pomocí pohybu v kotnících nebo kyčlích. Starší lidé při strachu z pádu mají tendenci používat kombinaci několika strategií. Využívají pohyb v kyčlích spolu s úkrokem a používají i horní končetiny ve snaze zachovat COG uvnitř BOS jakýmkoliv způsobem (Horak, 2006, p. 9). Strach z pádu dokonce prokazatelně vede k většímu používání pohybu v kyčlích (Adkin et al., 2000 in Horak, 2006, p. 9).

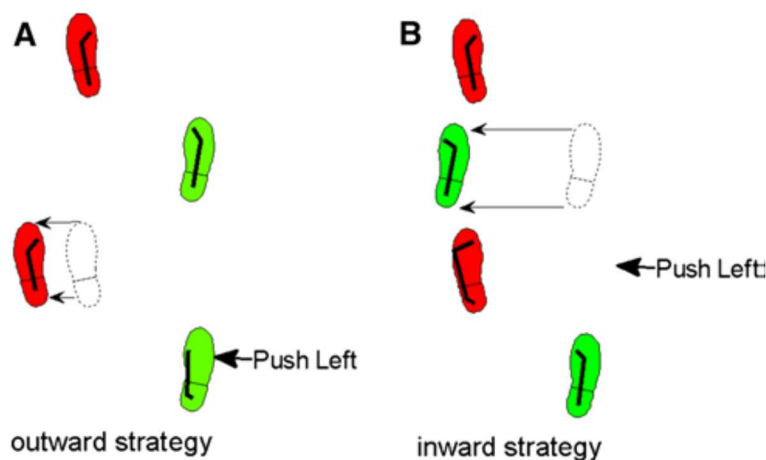
### **1.4.5 Balanční strategie během chůze**

Udržení rovnováhy během chůze je mnohem náročnější než u vzpřímeného stoje. Je to především z důvodu komplexnosti tohoto úkonu. Musí být zajištěna kontrola nad všemi kinematickými řetězci těla a požadavky na posturální kontrolu se mění s jednotlivými fázemi krokového cyklu. Bylo prokázáno, že COG a poloha COP (centre of pressure) na sobě velmi úzce závisí. A to do takové míry, že zrychlení posunu COG při chůzi je ovlivněno jeho vzdáleností od COP. Během chůze je správná vzdálenost mezi nimi zachována pomocí kroků. Rychlost posunu COG tedy ovlivňuje délku kroku a naopak (Hof, Vermerris et Gjaltema, 2010, p. 2662). Pokud dojde k nesouladu mezi pozicí COG a COP, který není nijak zkorigován, následuje pád (Winter, 1995 in Reimann et al., 2017, p. 2). Krok ve směru působení vnějšího

podnětu, a tedy ve směru možného pádu je jednou ze základních balančních strategií při chůzi (Wang et Srinivasan, 2014, pp. 3-5; Reimann et al., 2017, p. 2).

Další možností je posun COP po chodidle. Když se COP ve fázi heel strike vychýlí abnormálně k jedné straně, během odvinu plosky nohy se jeho poloha kompenzačně posune na stranu opačnou (Hof et al., 2007, pp. 255-257). To se děje pomocí aktivity svalů kolem kotníku. Jde o mechanismus velice podobný kotníkové strategii, ale na rozdíl od ní využívá spíše medio-laterální pohyb v kotníku. Někdy je označována jako laterální kotníková strategie. Limitující je pro ni velikost chodidla, kvůli tomu lze tímto způsobem korigovat polohu COP pouze v rozmezí asi 15 mm. Výhodou laterální kotníkové strategie je mnohem dřívější aktivace než u krokové strategie, při které udržení rovnováhy závisí zcela na udělení dalšího kroku (Reimann et al., 2017, p. 2; Hof et al., 2007, pp. 252-257; Hof, Vermerris et Gjaltema, 2010, pp. 2661-2663).

Většina studií se zabývá působením podnětu v antero-posteriorním směru. Pokud však podnět přichází z laterální strany, reaguje na něj naše tělo trochu jinými balančními mechanismy. Velkou roli zde hrají abduktory a adduktory kyčlí. Při bočním nárazu je odpovědí úkrok ve směru působení vychylující síly a vychýlení těla ve směru opačném. Klíčová je také fáze krokového cyklu, ve které se v danou chvíli jedinec nachází. Pokud dojde k laterálnímu vychýlení zprava, když se pravá dolní končetina nachází ve stojné fázi, pak levá dolní končetina udělá úkrok ven (aktivita abduktorů kyčle). Pokud však dojde k podobné situaci, ale pravá dolní končetina se bude nacházet ve fázi švihové, pak tato dolní končetina udělá krok rychleji (tedy zkrátí délku kroku) a víc dovnitř než za normálních okolností (aktivita adduktorů kyčle, viz Obrázek 5) (Hof et Duysens, 2013, pp. 301-302).



**Obrázek 5** Krokové balanční strategie u laterálních perturbací (Hof et Duysens, 2013, p. 302)

## 1.5 Problematika asymetrického zatěžování dolních končetin

Jednostranné postižení ať už centrálního nebo periferního původu má dopad na posturální kontrolu a je tedy potenciálně důvodem posturální nestability. Není vždy jasné, co přesně může za přetrvávající asymetrické zatěžování. Může to být strach, nejistota v dané končetině nebo neschopnost vypořádat se se změnami senzomotorického inputu. V tom případě jde o maladaptivní proces, který vede k vytvoření alternativních pohybových strategií. Z hlediska změn posturální kontroly jde o přirozenou schopnost centrálního nervového systému přizpůsobit se novým podmínkám a uzpůsobit primární nastavení těla tak, aby bylo možné co nejlépe ovlivňovat výchylky COG během pohybu i stoje. Posturální nestabilita je tedy při asymetrickém zatěžování dolních končetin pravděpodobně způsobena kombinací biomechanických změn a změn řízení postury. Jako problém se ukazuje kvantifikovat vzájemný vztah mezi asymetrickým zatěžováním a nestabilitou. Limitací jsou individuální rozdíly v posturálních strategiích, které jsou typické pro každého jednotlivce. Nejsme proto schopni přesně předvídat, jakou strategii si pacienti s asymetrickým zatěžováním zvolí. Z tohoto důvodu je vhodné si nejdříve upřesnit, jak na změnu zatěžování reaguje zdravý organismus (Anker et al., 2007, pp. 471-472).

### 1.5.1 Reakce zdravého organismu na asymetrickou zátěž

Plně symetrická zátěž dolních končetin během stoje by nám měla poskytovat největší možnou stabilitu. Pokud však chceme posuzovat stabilitu stoje na podkladě symetrie zatěžování dolních končetin, je nutné co nejpřesněji vědět, jak velká asymetrie vede ke ztrátě stability ať už ve frontální nebo sagitální rovině. Genthon et Rougier (2005 in Anker et al., 2007, p. 472) ve své studii zjistili, že amplituda výchylky COP se s větší asymetrií zatížení zvětšila, a to u obou končetin. Pozorovány byly výchylky COP jak v laterálním, tak anteroposteriorním směru. Markantnější byly změny amplitudy ve směru laterálním. To naznačuje horší laterální stabilitu v souvislosti s asymetrií. Tento jev se přitom výrazněji projevoval na méně zatížené dolní končetině. Jedním z problémů této studie je ovšem fakt, že nebere v potaz rychlost pohybu COP. Právě tento parametr je citlivější, a tedy mnohem spolehlivější pro kvantifikaci posturální stability než změna amplitudy (Anker et al., 2007, p. 472).

Anker et al. (2007, pp. 475-477) proto vedla studii, ve které se zaměřila právě na zrychlení pohybu COP. Pozorovaná skupina se skládala z dvaceti zdravých jedinců. Na duální tenzometrické plošině posturografu byly pozorovány změny polohy COP v laterálním a anteroposteriorním směru v závislosti na různé míře asymetrického zatížení dolních končetin.



Měření se přitom skládalo z pěti situací pro každou dolní končetinu zvlášť (navýšení o 0, 5, 10, 20 a o 30 % tělesné hmotnosti). Byli tak schopni zjistit, že rychlost výchylky COP v laterálním směru lineárně roste o 4 % s každým zvětšením asymetrie zátěže. V anteroposteriorním směru nedošlo k tak významným změnám. Oproti předchozí zmíněné studii však dospěli k závěru, že větší laterální výchylky jsou na straně s větší zátěží. To naznačuje, že právě na ni se přenáší zodpovědnost za posturální řízení a kontrolu (Kamphuis et al., 2013, p. 10). Případná posturální nestabilita by v tomto případě mohla být způsobena snížením účinnosti kyčelních balančních mechanismů v důsledku změny parametrů. Ty vedou k alternaci biomechaniky kyčelního kloubu při zatížení a následném odlehčení nohy. Tělo pak i v náročnějších pozicích volí spíše kotníkovou strategii, která nemusí být dostačující.

### **1.5.2 Hemiparéza jako důvod asymetrie u CMP**

Vliv asymetrického zatěžování na stabilitu pacientů po CMP bývá zkoumán pomocí posturografu jak ve statických, tak dynamických situacích. Ze studií vyplývá, že regulační mechanismy pro udržení vzpřímené polohy jsou výrazně nižší u paretické dolní končetiny v porovnání s neparetickou (Roerdink et al., 2009, pp. 271-273; Van Asseldonk et al., 2006, pp. 448-450; Kamphuis et al., 2013, p. 10). Reagují tak velmi podobně jako zdraví jedinci. Velký rozdíl je však v tom, že i když se asymetrie zatížení skoro vyrovnala (40-45 % tělesné hmotnosti na paretické dolní končetině), průměrné zapojení paretické dolní končetiny na posturální stabilizaci činilo v průměru jen 10-20 %. Tyto hodnoty byly zjištěny na podkladě EMG a měření otáčivých momentů v kotníku. U zdravých jedinců je i při uměle nastavené asymetrii podíl aktivity u obou končetin vyrovnanější.

Vyvstává pak otázka, zda vůbec asymetrické zatěžování končetin je jednou z primárních příčin posturální nestability u těchto pacientů. Pravděpodobně jde pouze o důsledek změn posturální kontroly a stabilizace, které ovlivňují obě dolní končetiny. Podle některých autorů není nejdůležitější dosáhnout symetrického rozložení váhy, pokud si v našem rehabilitačním programu dáváme za cíl zlepšení rovnovážných funkcí. Měli bychom zvážit využívání silnější neparetické dolní končetiny a její tendence kompenzačně přejímat větší roli při posturální stabilizaci (Genthoen et al., 2008, p. 1797-1978).

Proti tomu však mluví zjištění, že kvalitní přenos váhy z jedné končetiny na druhou a udržení rovnováhy v jednotlivých fázích krokového cyklu je klíčové pro dobrou chůzi pacientů po CMP. Pokud není zajištěn adekvátní přenos váhy během chůze, dochází k jejímu zpomalení. Více než 60 % propuštěných pacientů po CMP chodí rychlostí, která není dostatečná

pro běžný život (Hsiao et al., 2017, p. 71). Dochází tedy ke snížení kvality života a tito pacienti jsou prokazatelně vystaveni většímu riziku následného pádu (Shupert et Horak, 2016, p. 2). Snahou rehabilitace je tedy často zvýšení rychlosti chůze. To však není možné, pokud nezpracujeme na přenosu váhy zejména na paretickou dolní končetinu. Během chůze je přitom laterální přesun váhy balančně mnohem obtížnější než udržování rovnováhy v anteroposteriorním směru. Neschopnost přenosu váhy je proto také jednou z častých příčin pádu u těchto jedinců (Mille et al., 2013 in Hsiao et al., 2017, p. 71; Robinovitch et al., 2013 in Hsiao et al., 2017, p. 71). Pokud zlepšíme laterální stabilitu a přenos váhy, je velmi pravděpodobné, že dokážeme zvýšit i rychlost chůze, a to vše povede k lepší kvalitě života a snížení rizika pádu (Hsiao et al., 2017, p. 77).

## 2 Cíl a hypotézy diplomové práce

Cílem výzkumu je pomocí posturálních parametrů objektivizovat vliv terapie u pacientů po CMP na změnu rizika pádu.

Vědecká otázka č. 1

*Existuje podle parametrů měřených testem MCT změna rizika pádu u pacientů po CMP před a po terapii?*

H<sub>0</sub>1: Dle parametru Weight symmetry nedošlo ke změně zatěžování paretické a neparetické DK před a po terapii u pacientů po CMP.

H<sub>A</sub>1: Dle parametru Weight symmetry došlo ke změně zatěžování paretické a neparetické DK před a po terapii u pacientů po CMP.

H<sub>0</sub>2: Dle parametru Amplitude scaling nedošlo ke změně používání paretické DK během dynamicky náročných posturálních situací před a po terapii u pacientů po CMP.

H<sub>A</sub>2: Dle parametru Amplitude scaling došlo ke změně používání paretické DK během dynamicky náročných posturálních situací před a po terapii u pacientů po CMP.

H<sub>0</sub>3: Dle parametru Latency nedošlo ke změně rychlosti reakce paretické DK na translaci plošiny před a po terapii u pacientů po CMP.

H<sub>A</sub>3: Dle parametru Latency došlo ke změně rychlosti reakce paretické DK na translaci plošiny před a po terapii u pacientů po CMP.

Vědecká otázka č.2

*Existuje podle parametrů měřených testem LOS změna rizika pádu u pacientů po CMP před a po terapii?*

H<sub>0</sub>4: Dle parametru Maximum excursion nedošlo ke změně limitů stability na paretické straně před a po terapii u pacientů po CMP.

H<sub>A</sub>4: Dle parametru Maximum excursion došlo ke změně limitů stability na paretické straně před a po terapii u pacientů po CMP.

H<sub>05</sub>: Nedošlo ke změně parametru Endpoint excursion na paretické straně před a po terapii u pacientů po CMP.

H<sub>A5</sub>: Došlo ke změně parametru Endpoint excursion na paretické straně před a po terapii u pacientů po CMP

H<sub>06</sub>: Dle parametru Directional control nedošlo ke změně kontroly pohybu směrem na paretickou stranu před a po terapii u pacientů po CMP.

H<sub>A6</sub>: Dle parametru Directional control došlo ke změně kontroly pohybu směrem na paretickou stranu před a po terapii u pacientů po CMP.

### **3 Metodologie výzkumu**

Výzkumnou skupinu tvořili pacienti, kteří byli přijati k léčbě na lůžkovou část Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc v době průběhu studie a zároveň splňovali kritéria pro zahrnutí do studie. Sběr dat probíhal v období od 29. 3. 2017 do 30. 11. 2017. Všichni zúčastnění pacienti byli seznámeni s podrobným průběhem vyšetření a podepsali informovaný souhlas, jehož vzor se nachází v příloze této práce (viz Příloha 2, str. 76).

Do studie bylo původně přijato 18 pacientů. Z toho 3 byli následně vyřazeni, protože nesplňovali zadaná kritéria. Další pacient musel být vyřazen, protože byl propuštěn z oddělení bez odebrání výstupního měření. Konečný soubor tedy tvořilo 14 pacientů (n=14) pro Motor Control Test (MCT) a 13 pacientů (n=13) pro Limits of Stability (LOS), protože jeden pacient tento test nedokončil.

#### **3.1 Kritéria zahrnutí do studie**

Pro zahrnutí do studie, museli pacienti splňovat následující podmínky:

- a) ischemické CMP v povodí arteria cerebri media,
- b) první ataka,
- c) klinicky stabilní stav dle zhodnocení neurologa,
- d) subakutní stádium CMP,
- e) schopnost samostatné chůze (možno s oporou hole) po dobu 1 minuty.

Samostatnost chůze byla hodnocena ve škále FAC (Functional Ambulation Category). Do studie byli zařazeni pacienti ohodnoceni stupni 3 a více (viz Příloha 3, str. 78), tedy pacienti, kteří nevyžadují fyzickou asistenci. Kognitivní deficit nebyl překážkou zahrnutí do studie, pokud byl pacient schopen pochopit podmínky měření.

#### **3.2 Důvody vyřazení ze studie**

Vyřazení ze studie byli pacienti, kteří byli nuceni ze závažných zdravotních nebo osobních důvodů přerušit nebo předčasně ukončit terapii na Rehabilitačním oddělení FNOL. Dále pak pacienti trpící jinými nemocemi, které mohly narušovat výsledky měření (poruchy neurologického nebo traumatického charakteru, poruchy vestibulárního systému, závažné

alterace zorného pole apod.). Každý pacient měl právo kdykoliv ze studie sám vystoupit, a to i bez udání důvodů (viz Příloha 2, str. 75).

### **3.3 Použité metody**

Pro evaluaci rizika pádu jsme zvolili měření pomocí posturografu značky NeuroCom®. K měření byl použit modul Smart Equitest System, který využívá techniku dynamické posturografie (computerized dynamic posturography – CDP). Dynamická posturografie nám umožňuje objektivně změřit posturální reakce jedince. A to jak při staticky, tak dynamicky posturálně náročných situacích. Dokáže izolovaně kvantifikovat podíl jednotlivých sensorických systémů (somatosenzorického, vizuálního a vestibulárního) a zhodnotit mechanismus zapojení těchto systémů při snaze o udržení rovnováhy (Vanicek et al., 2013, p. 1). Z nabídky testů, které nabízí posturograf NeuroCom® jsme zvolili Motor Control Test a Limits of Stability. Výsledná data byla statisticky vyhodnocena.

#### **3.3.1 Smart Equitest System**

Tento modul posturografu NeuroCom® se skládá z několika částí. Největší z nich je pohyblivá kabina přístroje. Na stěně kabiny je umístěna obrazovka pro vizuální zpětnou vazbu. Výška umístění obrazovky je do určité míry regulovatelná, takže ji můžeme posunout do úrovně očí pacienta. K vybavení posturografu patří i závěsný systém s vestou. Ten zajišťuje bezpečí testovaných subjektů. K dispozici jsou tři velikosti vest, ze kterých lze vybrat tu správnou pro každého pacienta.

Klíčovou částí je zabudovaná duální dynamická silová tenzometrická plošina o rozměrech 46 x 46 cm. Silová plošina v sobě skrývá pět tlakových senzorů strategicky rozmístěných tak, aby co nejlépe určily velikost vertikální složky reakční síly. Tyto údaje jsou pak přeneseny do počítače, kde z nich software posturografu dokáže určit COP pacienta. Stejně tak pak můžeme díky počítači na základě vstupních dat zjistit polohu COG. Postavení chodidel pacienta na tenzometrické plošině je přesně definováno a umožňují ho čáry a písmena, které jsou na ní vyznačené (Kolářová et al., 2014, pp. 12-13).

#### **3.3.2 Motor Control Test**

Tímto testem hodnotíme efektivitu automatických posturálních reakcí jedince na horizontální translaci plošiny. Testujeme posun nejdříve směrem dozadu a poté dopředu ve třech rychlostech vždy od nejnižší po nejvyšší. Každý testovaný směr v dané rychlosti je třikrát zopakován. Velikost translací generuje software na základě dříve uvedené výšky jedince

(Kolářová et al., 2014, p. 16) Celý test trvá bez přestávky asi 5-10 minut (Vanicek et al., 2013, p.4).

Parametry, které při tomto testu vyhodnocujeme, jsou:

- **Weight Symmetry** – průměrné rozložení tělesné hmotnosti během posunu plošiny udávané v procentech. Tato hodnota se určuje jako průměr všech tří opakování daného posunu o malé, střední nebo velké rychlosti. Pokud je výsledek 100 %, znamená to, že obě dolní končetiny byly zatěžovány stejně. Větší zátěž na levé dolní končetině indikuje hodnota nižší než 100. Naopak větší zatížení pravé dolní končetiny nám ukáže hodnota přesahující 100. To, jak moc se výsledek liší od 100 %, je procentuální rozdíl v zatížení obou dolních končetin.
- **Latency** – ukazuje rychlost reakce na zevní podnět. Jde o čas v milisekundách mezi počátkem translace a reakcí jedince na ni. Čím menší číslo dostaneme tím rychlejší, a tedy efektivnější, byla odpověď na podnět.
- **Amplitude Scaling** – znázorňuje maximální produkovanou aktivní silovou odpověď pro pravou a levou dolní končetinu zvlášť (Kolářová et al., 2014, pp. 16-17).

### 3.3.3 Limits of Stability

Tento test se zaměřuje na schopnosti jedince aktivně změnit polohu COG určitým směrem, aniž by odlepoval plosky nohou od podložky nebo měnil šířku opěrné baze. Nejde přitom pouze o přesunutí COG, ale i o jeho udržení co nejbližší stanovenému cíli. Na celý pokus má pacient 8 sekund. Celkem testujeme osm směrů, do kterých chceme, aby se jedinec svým COG dostal (dopředu, dopředu doprava, doprava, dozadu doprava, dozadu, dozadu doleva, doleva, dopředu doleva). Na monitoru před sebou pacient vidí, jak se jeho COG pohybuje. To je znázorněno kurzorem ve tvaru malého panáčka. Směr, který je v danou chvíli testován, je na obrazovce barevně vyznačen. Každá testovaná situace začíná tím, že jedinec přesune kurzor do středu vyznačeného žlutým čtverečkem. Zahájení testování je oznámeno zazněním tónu, zvýrazní se bod, kam se má proband kurzorem dostat v co nejkratším čase a setrvat tam do konce testování tohoto směru. Jednotlivé body v daných směrech přitom představují 100 % limitů stability pro zdravou populaci věkové kategorie probanda (Kolářová et al., 2014, p. 20).

Parametry, které při tomto testu vyhodnocujeme, jsou:

- **Reaction Time** – tedy jak rychle proband zareaguje na zvukový signál zahajující test (měřeno v sekundách).

- Movement Velocity – průměrná rychlost za kterou je dosažen maximální bod v daném směru.
- Endpoint Excursion – procentuální výchylka COG na začátku testování daného směru. Tento parametr nám umožňuje zjistit, jak je na tom proband se zacílením pohybu.
- Direction Control – vzdálenost od přímé trajektorie pohybu udávaná v procentech. Hodnoty pod 100 % ukazují procentuální odchylku v udržení přímosti směru.
- Maximum Excursion – nejzazší dosažený bod v daném směru. Je vyjádřen v procentech (Kolářová et al., 2014, p. 20).

### 3.4 Nastavení pacienta a průběh měření

Postavení dolních končetin na pohyblivé tenzometrické plošině se odvíjí od výšky probanda a je klíčové pro správnost testování. Na plošině jsou vyznačeny čáry a písmena, která nám správné nastavení ulehčují. Vnitřní kotník musí být nad širokou linií a postavení zevního kotníku je standardizováno pro výšku 76-140 cm jako průsečík S linie s tlustou linií, pro výšku 141-165 cm je určena M linie a konečně pro výšku 166-203 cm je linie T (viz Příloha 10, str. 85). Pacient je požádán, aby v průběhu testování držel plosky dolních končetin v nastavené poloze. Před každým testem vyšetřující zkontroluje správné postavení plosek na plošině (Kolářová et al., 2014, p. 14).

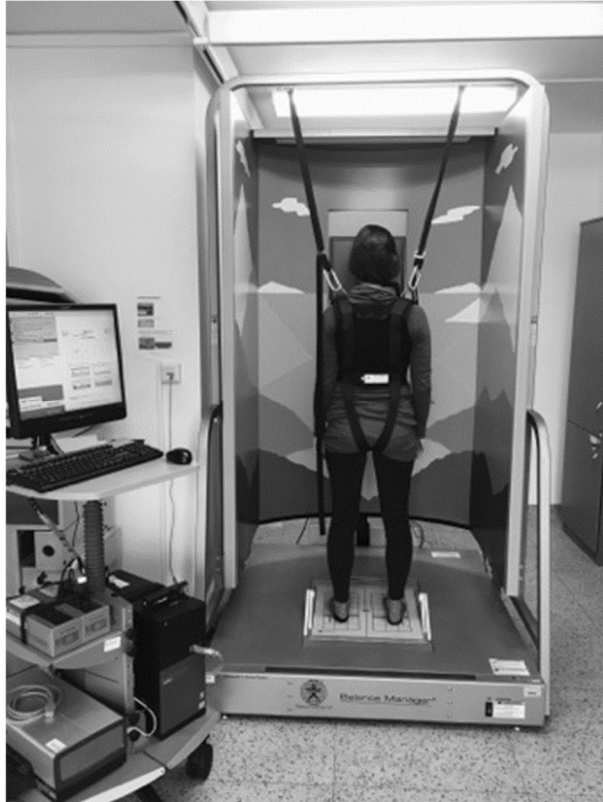
Během testování pacient stojí zpříma, dívá se před sebe s otevřenýma očima, pokud mu nebude vyšetřujícím terapeutem řečeno něco jiného. Před sebou má obrazovku pro vizuální zpětnou vazbu, která je však zapnutá pouze pro vyšetření testu LOS (viz Obrázek 6, str. 33).

Nejprve byl testován MCT. Každý pacient, nezávisle na jeho aktuálním funkčním stavu, byl vybaven bezpečnostní vestou, která se upevňuje pomocí popruhů k rámu posturografu. Před samotným testováním bylo pacientovi řečeno, že jeho úkolem je udržet rovnováhu. Nesměly mu být podány další informace o průběhu testování, které by mohly ovlivnit jeho reakce na testované situace. Během testování se pacient nesměl nijak opírat o kabinu posturografu nebo se chytat popruhů bezpečnostní vesty. Vedle pacienta vždy stál vyšetřující, ale nedotýkal se ho. Pokud bylo nutné pacienta zachytit, opřel se o kabinu nebo se chytil popruhů, testování bylo přerušeno a tento pokus se označil jako pád (FALL). Pokud se během testování udělalo vyšetřovanému nevolno nebo si z jakéhokoliv důvodu potřeboval odpočinout, testování se přerušilo na potřebnou dobu a do poznámek se uvedl důvod přerušování testování.

Následně jsme testovali LOS. Pacient byl odpoután od záchytných popruhů, které by mu mohly bránit v pohybu. Vesta byla ponechána. Pacient si poté nejdřív vyzkoušel nanečisto



posunout své těžiště do všech testovaných směrů. Pokud se během měření tohoto testu pacient opřel o stěnu kabiny nebo odlepil plosky nohou od tenzometrické plošiny, byl pokus opakován.



**Obrázek 6** Příklad nastavení pacienta před měřením na posturografu NeuroCom®

### **3.5 Metody statistického hodnocení**

Ke statistickému vyhodnocení dat byl použit statistický software Statistica 13.3. Z testů byl použit neparametrický Wilcoxonův párový test kvůli malému vzorku. Všechny testy byly provedeny na hladině signifikance  $p < 0,05$ .

## 4 Výsledky

### 4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Znění vědecké otázky č. 1: *Existuje podle parametrů měřených testem MCT změna rizika pádu u pacientů po CMP před a po terapii?*

Vědecká otázka č. 1 byla vyjádřena nulovými a alternativními hypotézami  $H_{0,A1}$ - $H_{0,A3}$ . Cílem těchto hypotéz bylo zjistit, zda podle parametrů poskytnutých testem MCT došlo ke změně po terapii u pacientů po CMP.

Testu MCT se účastnilo 14 probandů (9 žen a 5 mužů). Nejmladšímu z nich bylo 47 a nejstaršímu 76 let. Průměrný věk byl 66 let. Směrodatná odchylka věku byla 10 let. Průměrná doba mezi měřeními byla 20 dní. Nejkratší doba byla 9 dní a nejdelší 35 dní. Délka hospitalizace na oddělení nejčastěji trvala 17 dní. Směrodatná odchylka doby mezi měřeními byla 8 dní (viz Tabulka 2). Z probandů mělo 9 pravostrannou a 5 levostrannou hemiparézu. Protože pro náš výzkum bylo důležitější porovnávání paretické a neparetické dolní končetiny, převedly jsme pro zjednodušení data tak, aby všechna odpovídala pravostranné hemiparéze.

Všichni probandi byli také hodnoceni pomocí FAC škály před prvním měření a po závěrečném měření. Před terapií byla průměrná hodnota FAC 5. Nejmenším dosaženým skórem bylo 3 a nejvyšším 6. Nejčastěji pacienti dosahovali hodnoty 6, tedy nejvyššího možného skóre. Směrodatná odchylka FAC před měřením byl 1 stupeň. Po posledním měření byla průměrná hodnota FAC 6. Nejmenším dosaženým skórem bylo 3 a nejvyšším 6. Nejčastěji pacienti dosahovali stupně 6. Směrodatná odchylka FAC po měření byla shodná s hodnotou před měřením, tedy 1. Kromě jednoho probanda, který se zlepšil o dva stupně, získali všichni na škále FAC stejné hodnocení po závěrečném měření jako před prvním měřením před zahájením terapie (viz Tabulka 2).

**Tabulka 2** Základní popisné statistiky testované skupiny pro MCT

Proměnná	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm. odch.
Věk [let]	14	65,86	69,00	47,00	76,00	10,20
Doba mezi měřeními [dny]	14	19,50	16,50	9,00	35,00	7,93
FAC před [stupeň]	14	5,36	6,00	3,00	6,00	0,93
FAC po [stupeň]	14	5,50	6,00	3,00	6,00	0,85

#### 4.1.1 Výsledky hypotézy $H_{01}$

$H_{01}$ : Dle parametru Weight symmetry nedošlo ke změně zatěžování paretické a neparetické DK před a po terapii u pacientů po CMP.

Parametr Weight symmetry (WS) byl popsán pomocí základních popisných statistik ve všech šesti testovaných variantách. Výsledky měření byly popsány pomocí průměru, mediánu, minima, maxima, dolního kvartilu, horního kvartilu a směrodatné odchylky vždy před a po terapii (viz Tabulka 3).

**Tabulka 3** Základní popisná statistika parametru Weight Symmetry

Proměnná [%]	Průměr před	Průměr po	Medián před	Medián po	Minimum před	Minimum po	Maximum před	Maximum po
SMALL B WS	109,57	108,29	110,50	105,00	77,00	77,00	129,00	155,00
MED B WS	108,93	108,50	111,00	104,00	75,00	77,00	129,00	164,00
LARGE B WS	110,50	109,36	112,50	104,50	75,00	74,00	131,00	156,00
SMALL F WS	109,43	110,93	112,00	106,00	72,00	76,00	133,00	158,00
MED F WS	111,14	111,93	114,00	108,50	78,00	86,00	137,00	156,00
LARGE F WS	114,57	109,43	116,50	105,50	77,00	84,00	144,00	148,00

Proměnná [%]	Dolní kvartil před	Dolní kvartil po	Horní kvartil před	Horní kvartil po	Sm.odch. před	Sm.odch. po
SMALL B WS	104,00	96,00	116,00	119,00	14,19	19,85
MED B WS	105,00	98,00	117,00	117,00	15,89	22,10
LARGE B WS	102,00	102,00	123,00	118,00	15,12	20,54
SMALL F WS	98,00	100,00	122,00	121,00	16,62	20,43
MED F WS	97,00	100,00	122,00	116,00	16,16	18,60
LARGE F WS	105,00	98,00	125,00	118,00	17,10	16,47

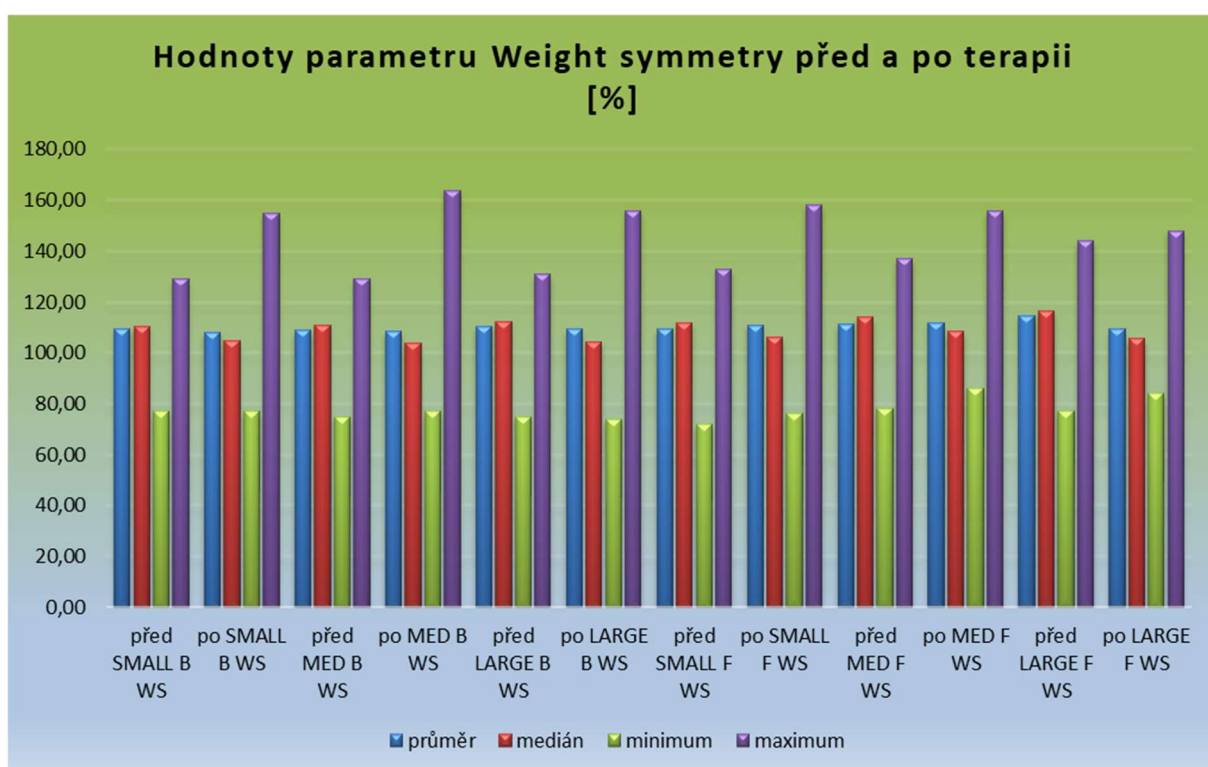
**Legenda:** SMALL – malá rychlost podtrhu; MED – střední rychlost podtrhu; LARGE – nejrychlejší podtrh; B – směrem dozadu; F – směrem dopředu; WS – Weight symmetry (rovnoměrnost zatěžování DK)

Kvůli názornosti byl dále vytvořen graf pro průměrné hodnoty, mediány, minima a maxima parametru WS před a po terapii (viz Obrázek 7, str. 36). Jednotkou, ve které jsou hodnoty udávány, je procento [%]. Pokud je výsledek 100, obě dolní končetiny byly zatěžovány stejně. Na první pohled vidíme, že nedošlo k větším změnám v průměru hodnot parametru WS. Před terapií byla více zatěžována paretická dolní končetina, a to o 11 %. Po terapii pokleslo zatěžování paretické dolní končetiny o 1 %. Na grafu můžeme také vidět klesavou tendenci mediánu po terapii. Hodnoty se blíží více 100.

K další změně došlo u hodnot minima, kdy po terapii ve čtyřech případech hodnoty vzrostly, při jednom zůstaly stejné a v jednom případě se ještě trochu snížily. Hodnoty pod 100 indikují větší zatěžování levé dolní končetiny. Protože data měřené skupiny byla přepočtena

tak, aby odpovídala pravostranné hemiparéze, můžeme říci, že před terapií měli probandi tendenci zatěžovat neparetickou dolní končetinu průměrně o 24 % více než paretickou. Po terapii byla neparetická dolní končetina upřednostňována také, ale průměrně jen o 21 % více než paretická. Minimum parametru WS se tedy po terapii změnilo o 3 % ve prospěch zatěžování paretické dolní končetiny.

Změnily se také hodnoty maxima. Před terapií byla více zatěžována paretická dolní končetina, a to průměrně o 34 %. Po terapii se rozdíl v zatěžování dolních končetin ještě zvětšil až na 56 % ve prospěch paretické dolní končetiny. Jak v případě minima, tak maxima jde o krajní hodnoty parametru WS.



**Obrázek 7** Hodnoty parametru Weight symmetry před a po terapii

**Legenda:** SMALL – malá rychlost podtrhu; MED – střední rychlost podtrhu; LARGE – nejrychlejší podtrh; B – směrem dozadu; F – směrem dopředu; WS – Weight symmetry (rovnoměrnost zatěžování DK)

Kvůli malému počtu probandů byl parametr WS statisticky hodnocen neparametrickým Wilcoxonovým párovým testem. Tabulka 4 (str. 37) ukazuje souhrn dílčích částí parametru WS a jejich míru statistické významnosti. Hodnoty, které dosáhly statistické významnosti na hladině  $p < 0,05$  byly znázorněny červeně. Žádná z hodnot nevyšla statisticky významná, proto

nulovou hypotézu **H<sub>01</sub> nelze zamítnout**. Platí tedy, že dle parametru Weight symmetry nedošlo ke změně zatěžování paretické a neparetické DK před a po terapii u pacientů po CMP.

**Tabulka 4** Statistická významnost změn parametru Weight symmetry před a po terapii

	p-hodnota
<b>SMALL B WS</b>	0,637767
<b>MED B WS</b>	0,700704
<b>LARGE B WS</b>	0,729891
<b>SMALL F WS</b>	0,949945
<b>MED F WS</b>	0,906329
<b>LARGE F WS</b>	0,3268

**Legenda:** SMALL – malá rychlost podtrhu; MED – střední rychlost podtrhu; LARGE – nejrychlejší podtrh; B – směrem dozadu; F – směrem dopředu; WS – Weight symmetry (rovnoměrnost zatěžování DK)

Pokud bychom však rozdělili pacienty na skupinu s levostrannou a pravostrannou hemiparézou, vyšly by nám trochu jiné výsledky. Pacienti s pravostrannou hemiparézou po terapii signifikantně méně zatěžují paretickou dolní končetinu. Zatěžují tedy více symetricky. Pacienti s levostrannou hemiparézou mají spíše tendence paretickou končetinu i po terapii zatěžovat ještě více. Pro rychlý podtrh dozadu dokonce signifikantně více než před terapií (viz Tabulka 5).

**Tabulka 5** Statistická významnost změn parametru Weight symmetry před a po terapii zvlášť pro pravostrannou a levostrannou hemiparézu

Pravostranná hemiparéza	p-hodnota	Levostranná hemiparéza	p-hodnota
<b>SMALL B WS</b>	0,012852	<b>SMALL B WS</b>	0,892738486
<b>MED B WS</b>	0,020863	<b>MED B WS</b>	0,10881
<b>LARGE B WS</b>	0,02088	<b>LARGE B WS</b>	0,043115
<b>SMALL F WS</b>	0,015157	<b>SMALL F WS</b>	0,465209
<b>MED F WS</b>	0,042523	<b>MED F WS</b>	0,06789
<b>LARGE F WS</b>	0,027993	<b>LARGE F WS</b>	0,105646

**Legenda:** SMALL – malá rychlost podtrhu; MED – střední rychlost podtrhu; LARGE – nejrychlejší podtrh; B – směrem dozadu; F – směrem dopředu; WS – Weight symmetry (rovnoměrnost zatěžování DK)

#### 4.1.2 Výsledky hypotézy H<sub>02</sub>

H<sub>02</sub>: Dle parametru Amplitude scaling nedošlo ke změně používání paretické DK během dynamicky náročných posturálních situací před a po terapii u pacientů po CMP.

Parametr Amplitude scaling (AS) byl popsán pomocí základních popisných statistik ve všech testovaných variantách pro paretickou dolní končetinu. Výsledky měření byly popsány pomocí průměru, mediánu, minima, maxima, dolního kvartilu, horního kvartilu a směrodatné odchylky vždy před a po terapii (viz Tabulka 6, str. 39).

Pro porovnání generované síly paretickou a neparetickou dolní končetinou před terapií a po terapii byly vytvořeny spojnicové grafy (viz Příloha 4-9, str. 79-84). Můžeme tak názorně pozorovat snížení rozdílu v upřednostňování jedné dolní končetiny před druhou při translaci plošiny vzad. Největší symetrie aktivity dolních končetin po terapii bylo dosaženo při malém podtrhu směrem vzad (viz Příloha 4, str. 79). Při všech třech rychlostech podtrhu vzad byla před terapií pacienty výrazně více používaná paretická dolní končetina (v 55 % případů) než po terapii (v 36 % případů). Po terapii také vzrostlo upřednostňování neparetické dolní končetiny z 33 % na 40 %. Pouze 12 % probandů používalo před terapií obě nohy stejně. Po terapii to bylo už 24 %.

Při translaci plošiny směrem dopředu došlo k větším změnám ve snížení rozdílu produkované síly jen v nejmenší rychlosti. U středně rychlé a nejrychlejší translace můžeme naopak vidět spíše mírné zhoršení v symetrii aktivity dolních končetin. Před terapií byla strategie v používání paretické (36 %), neparetické (33 %) a symetrické síly dolních končetin (31 %) vyrovnaná. Po terapii došlo k nárůstu asymetrie v používání dolních končetin (38 % paretická, 36 % neparetická a 26 % symetricky).

Výrazně odlišných hodnot ve všech testovaných situacích dosáhl pacient č. 14. Jeho výsledky před terapií ukazovaly na mnohem symetričtější silovou aktivitu dolních končetin než po terapii. Po terapii měl tendence mnohem více upřednostňovat paretickou dolní končetinu před neparetickou.

**Tabulka 6** Základní popisná statistika parametru Amplitude scaling

Proměnná [ms]	Průměr před	Průměr po	Medián před	Medián po	Minimum před	Minimum po	Maximum před	Maximum po
SMALL B AS	5,43	4,71	6,00	4,00	1,00	1,00	8,00	12,00
MED B AS	7,57	7,50	7,50	6,50	2,00	2,00	13,00	14,00
LARGE B AS	10,14	9,93	11,00	10,00	3,00	3,00	16,00	23,00
SMALL F AS	3,07	3,71	2,50	3,00	1,00	1,00	8,00	12,00
MED F AS	7,50	8,14	7,00	8,00	1,00	1,00	15,00	24,00
LARGE F AS	10,00	10,29	9,50	11,00	5,00	3,00	18,00	23,00

Proměnná [ms]	Dolní kvartil před	Dolní kvartil po	Horní kvartil před	Horní kvartil po	Sm.odch. před	Sm.odch. po
SMALL B AS	4,00	3,00	8,00	5,00	2,41	3,05
MED B AS	4,00	5,00	11,00	11,00	3,76	3,72
LARGE B AS	6,00	8,00	12,00	11,00	4,02	5,03
SMALL F AS	2,00	2,00	4,00	5,00	1,98	2,87
MED F AS	5,00	5,00	10,00	9,00	3,74	5,32
LARGE F AS	8,00	8,00	11,00	11,00	3,04	4,48

**Legenda:** SMALL – malá rychlost podtrhu; MED – střední rychlost podtrhu; LARGE – nejrychlejší podtrh; B – směrem dozadu; F – směrem dopředu; AS – Amplitude scaling

Kvůli malému počtu probandů byl parametr AS statisticky hodnocen neparametrickým Wilcoxonovým testem. Tabulka 7 ukazuje souhrn dílčích částí parametru AS pro paretickou dolní končetinu a jejich míru statistické významnosti.

**Tabulka 7** Statistická významnost změn parametru Amplitude scaling před a po terapii

Paretická DK	p-hodnota
SMALL B AS	0,168168
MED B AS	0,858863
LARGE B AS	0,556299
SMALL F AS	0,373945
MED F AS	0,624835
LARGE F AS	0,610121

**Legenda:** SMALL – malá rychlost podtrhu; MED – střední rychlost podtrhu; LARGE – nejrychlejší podtrh; B – směrem dozadu; F – směrem dopředu; AS – Amplitude scaling; DK – dolní končetina

Žádná z hodnot nevyšla statisticky významná, proto nulovou hypotézu **H<sub>02</sub> nelze zamítnout**. Platí tedy, že dle parametru Amplitude scaling nedošlo ke změně používání

paretické DK během dynamicky náročných posturálních situací před a po terapii u pacientů po CMP.

#### 4.1.3 Výsledky hypotézy H<sub>03</sub>

H<sub>03</sub>: Dle parametru Latency nedošlo ke změně rychlosti reakce paretické DK na translaci plošiny před a po terapii u pacientů po CMP.

Parametr Latency byl popsán pomocí základních popisných statistik ve všech testovaných variantách. V Tabulce 8 byly výsledky měření popsány pomocí průměru, mediánu, minima, maxima, dolního kvartilu, horního kvartilu a směrodatné odchylky vždy před a po terapii.

**Tabulka 8** Základní popisná statistika parametru Latency paretické dolní končetiny

Proměnná [ms]	Průměr před	Průměr po	Medián před	Medián po	Minimum před	Minimum po	Maximum před	Maximum po
<b>SMALL B Lat.</b>	162,86	157,86	160,00	150,00	130,00	130,00	210,00	190,00
<b>MED B Lat.</b>	155,71	147,14	150,00	140,00	130,00	130,00	220,00	200,00
<b>LARGE B Lat.</b>	141,43	139,29	140,00	135,00	120,00	120,00	170,00	180,00
<b>SMALL F Lat.</b>	183,00	168,75	170,00	175,00	140,00	120,00	250,00	210,00
<b>MED F Lat.</b>	148,46	146,43	140,00	145,00	120,00	130,00	200,00	170,00
<b>LARGE F Lat.</b>	139,29	140,00	140,00	140,00	110,00	120,00	170,00	170,00

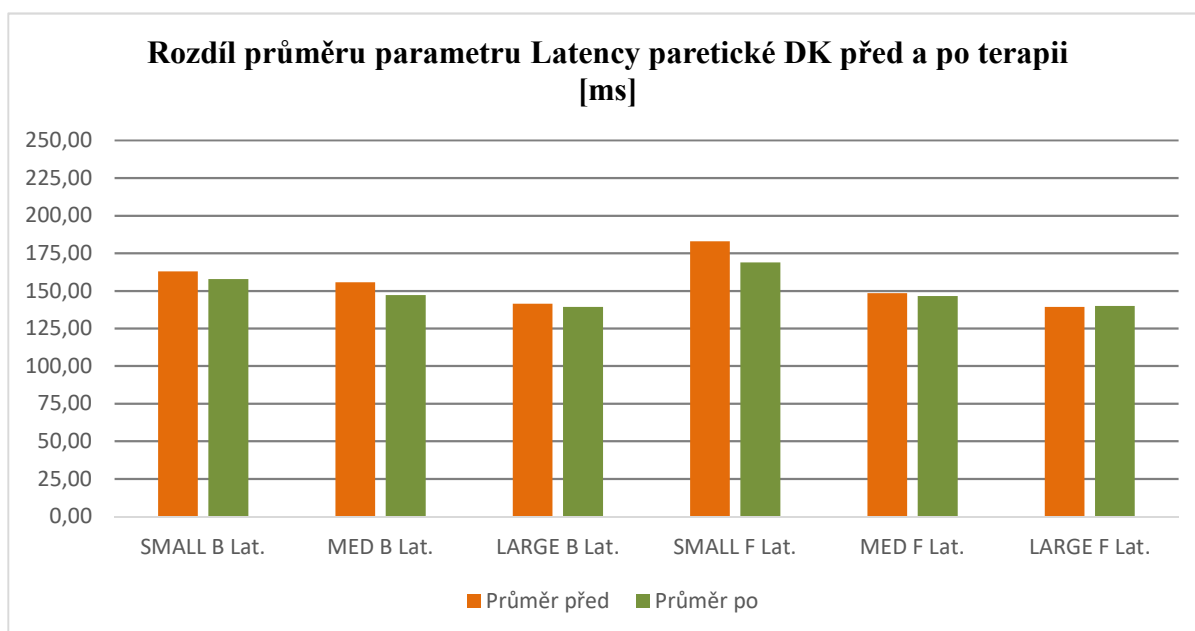
Proměnná [ms]	Dolní kvartil před	Dolní kvartil po	Horní kvartil před	Horní kvartil po	Sm.odch. před	Sm.odch. po
<b>SMALL B Lat.</b>	150,00	140,00	170,00	180,00	18,99	18,88
<b>MED B Lat.</b>	140,00	140,00	160,00	150,00	23,44	18,99
<b>LARGE B Lat.</b>	130,00	130,00	150,00	150,00	15,62	16,39
<b>SMALL F Lat.</b>	160,00	150,00	200,00	185,00	34,98	28,00
<b>MED F Lat.</b>	130,00	140,00	160,00	150,00	21,93	12,16
<b>LARGE F Lat.</b>	130,00	130,00	150,00	150,00	18,17	15,28

**Legenda:** SMALL – malá rychlost podtrhu; MED – střední rychlost podtrhu; LARGE – nejrychlejší podtrh; B – směrem dozadu; F – směrem dopředu; Lat. – Latency



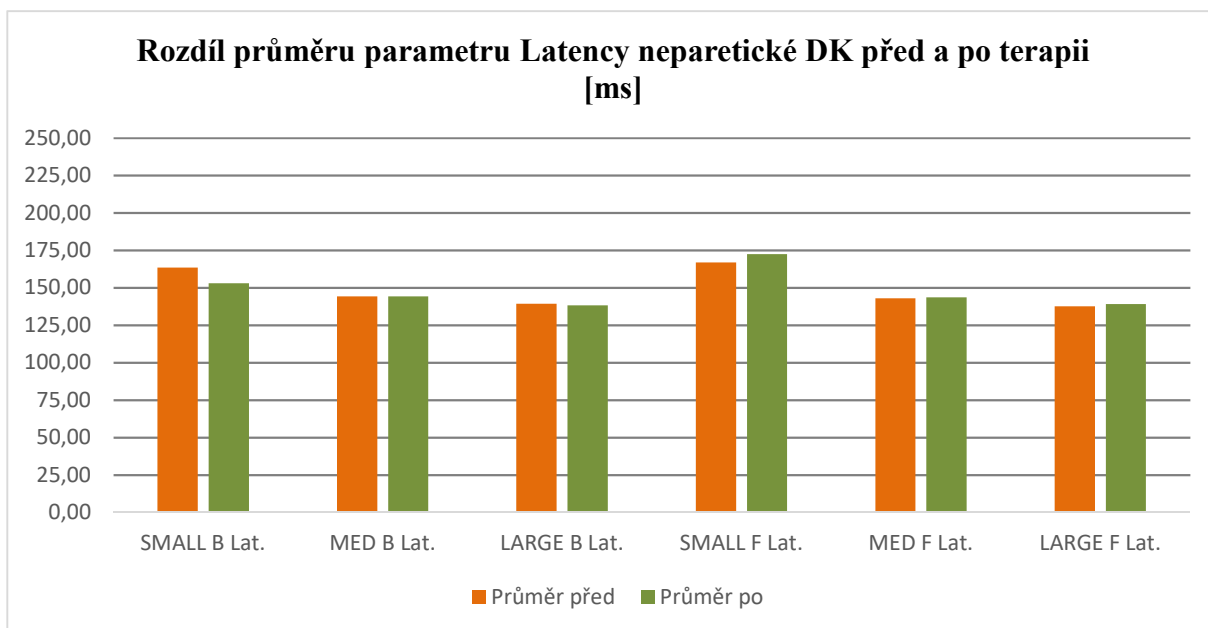
Na první pohled byl viditelný rozdíl průměru hodnot před a po terapii, proto jsme tento vztah znázornili pomocí sloupcového grafu (viz Obrázek 8). Probandi měli po terapii rychlejší reakce paretické dolní končetiny na podtrh podložky v 5 ze 6 testovaných situací. Při testované situaci číslo 6 (nejrychlejší podtrh směrem dozadu) došlo ke zpomalení průměrné reakce o 0,71 ms. S rostoucí rychlostí podtrhu plošiny se snižovala reakční doba. K výraznému nárůstu reakční doby došlo při změně směru podtrhu plošiny (při malé rychlosti podtrhu směrem dopředu). Pokud porovnáme průměrné rychlosti reakce na podtrh paretické a neparetické dolní končetiny, zjistíme, že neparetická dolní končetina (149 ms) reagovala průměrně rychleji než paretická (155,13 ms) (viz Obrázek 9, str. 42). Po terapii se průměrná reakce paretické dolní končetiny zrychlila na 150 ms, tedy skoro na hodnoty neparetické dolní končetiny.

Pokud nebyla na začátku podtrhu produkovaná dostatečná síla do plošiny jednou nebo oběma dolními končetinami, nemohl posturograf tento pokus změřit a vyhodnotil ho jako „0“. Tyto pokusy musely být před statistickým vyhodnocením dat odstraněny, aby nezakreslovaly výsledky. Tento jev se přitom vyskytoval u 71 % probandů. Když se na tyto nezaznamenané pokusy zaměříme, vidíme v nich určitý vzorec. O trochu více se objevovaly po terapii u neparetické dolní končetiny. A nejvíce jich bylo zaznamenáno při malém podtrhu plošiny směrem dopředu.



**Obrázek 8** Rozdíl průměru parametru Latency paretické dolní končetiny před a po terapii

**Legenda:** SMALL – malá rychlost podtrhu; MED – střední rychlost podtrhu; LARGE – nejrychlejší podtrh; B – směrem dozadu; F – směrem dopředu; Lat. – Latency; DK – dolní končetina



**Obrázek 9** Rozdíl průměru parametru Latency neparetické dolní končetiny před a po terapii

**Legenda:** SMALL – malá rychlost podtrhu; MED – střední rychlost podtrhu; LARGE – nejrychlejší podtrh; B – směrem dozadu; F – směrem dopředu; Lat. – Latency; DK – dolní končetina

Kvůli malému počtu probandů byl parametr Latency statisticky hodnocen neparametrickým Wilcoxonovým testem. Tabulka 9 ukazuje souhrn dílčích částí parametru Latency pro paretickou dolní končetinu a jejich míru statistické významnosti. Hodnoty, které dosáhly statistické významnosti na hladině  $p < 0,05$  byly znázorněny červeně.

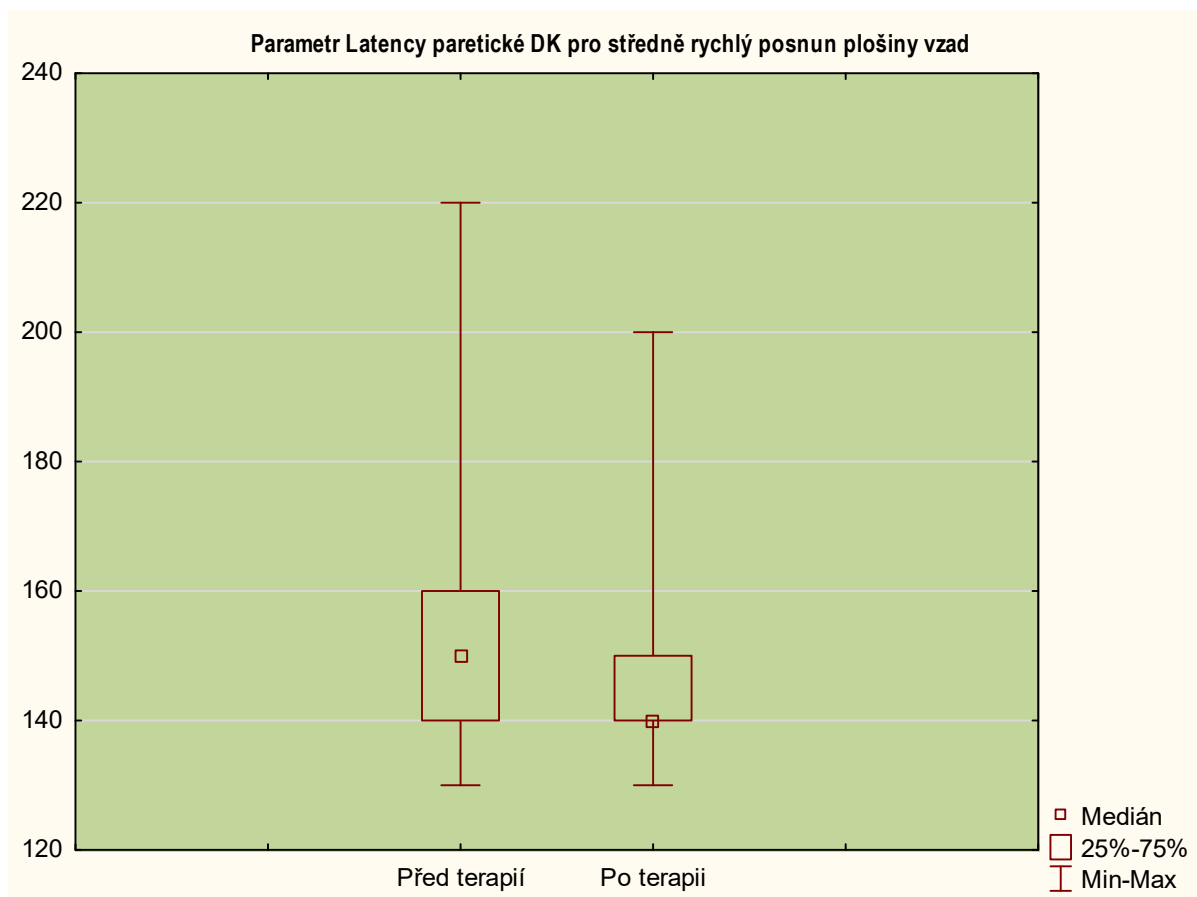
**Tabulka 9** Statistická významnost změn parametru Latency před a po terapii u paretické dolní končetiny

Paretická DK	p-hodnota
SMALL B Latency	0,241122
MED B Latency	0,041492
LARGE B Latency	0,37426
SMALL F Latency	0,674987
MED F Latency	0,446873
LARGE F Latency	0,861304

**Legenda:** SMALL – malá rychlost podtrhu; MED – střední rychlost podtrhu; LARGE – nejrychlejší podtrh; B – směrem dozadu; F – směrem dopředu; DK – dolní končetina

K signifikantní změně došlo pouze u středně rychlého podtrhu podložky vzad. Naměřená hodnota  $p=0,041492$ . Graficky rozdíl hodnot před a po terapii ukazuje Obrázek 10 (str. 43). Na něm můžeme vidět, že před terapií byla nejnížší velikost parametru Latency 130 ms a nejvyšší 220 ms. Hodnota mediánu byla 150 ms, tedy 50 % probandů reagovalo na

podtrh podložky rychleji než za 150 ms. Dolní kvartil byl 140 ms, tedy 25 % probandů reagovalo na podtrh podložky rychleji než za 140 ms. Horní kvartil dosahoval 160 ms. Nejnižší hodnota parametru Latency byla po terapii shodná jako před terapií (130 ms), ale nejvyšší hodnota klesla na 200 ms. Hodnota mediánu i dolního kvartilu byla po terapii shodná, tedy 140 ms. A horní kvartil po terapii také klesl ze 160 ms na 150 ms.



**Obrázek 10** Krabicový graf znázorňující změnu parametru Latency paretické dolní končetiny před a po terapii u pacientů po CMP

Pro parametr Latency u středně rychlého podtrhu podložky vzad tedy **zamítáme nulovou hypotézu  $H_03$**  a platí pro něj alternativní hypotéza  $H_{A3}$ : Dle parametru Latency došlo ke změně rychlosti reakce paretické DK na translaci plošiny před a po terapii u pacientů po CMP. Pro ostatní dílčí části parametru Latency **nemůžeme nulovou  $H_03$  zamítnout**, a tedy pro ně platí, že dle parametru Latency nedošlo ke změně rychlosti reakce paretické DK na translaci plošiny před a po terapii u pacientů po CMP.

## 4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Znění vědecké otázky č. 2: *Existuje podle parametrů měřených testem LOS změna rizika pádu u pacientů po CMP před a po terapii?*

Vědecká otázka č. 2 byla vyjádřena nulovými a alternativními hypotézami  $H_{0,A4}$ - $H_{0,A6}$ . Cílem těchto hypotéz bylo zjistit, zda podle parametrů poskytnutých testem LOS došlo ke změně po terapii u pacientů po CMP.

Do testované skupiny bylo zahrnuto 13 probandů. Z toho 9 žen a 4 muži ve věku od 47 do 76 let. Průměrný věk byl přitom 67 let se směrodatnou odchylkou 10 let. Probandi byli na oddělení průměrně po dobu 20 dní. Doba mezi měřeními se přitom pohybovala mezi 9 a 35 dny. Nejběžnější doba mezi měřeními byla 16 dní a směrodatná odchylka 8 dní (viz Tabulka 10). Z našeho souboru probandů mělo 9 pravostrannou a 4 levostrannou hemiparézu. Pro zjednodušení statistického vyhodnocování dat jsme jako u předchozího testu výsledky upravili tak, aby všechny odpovídaly pravostranné hemiparéze. Proto byly hodnoceny pouze tyto směry: dopředu, dopředu doprava, doprava, dozadu doprava a dozadu.

Na škále FAC se pacienti pohybovali mezi 3. a 6. stupněm. Nejčastěji přitom dosahovali nejvyššího skóre, tedy stupně 6. Průměrně to byl stupeň 5 se směrodatnou odchylkou 1. Pouze jeden pacient se zlepšil podle hodnocení po závěrečném měření o dva stupně, jinak všichni získali stejné skóre, proto nevidíme ani větší změny v popisných statistikách FAC před a po terapii (viz Tabulka 10).

**Tabulka 10** Základní popisné statistiky testované skupiny pro LOS

Proměnná	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm. odch.
Věk [let]	13	66,62	70,00	47,00	76,00	10,20
Doba mezi měřením [dny]	13	19,69	16,00	9,00	35,00	8,22
FAC před [stupeň]	13	5,31	6,00	3,00	6,00	0,95
FAC po [stupeň]	13	5,46	6,00	3,00	6,00	0,88

### 4.2.1 Výsledky hypotézy $H_{04}$

$H_{04}$ : Dle parametru Maximum excursion nedošlo ke změně limitů stability na paretické straně před a po terapii u pacientů po CMP.

Parametr Maximum excursion (MXE) byl popsán pomocí základních popisných statistik ve všech pěti směrech, ve kterých došlo k přenosu váhy na paretickou dolní končetinu. Výsledky měření byly popsány pomocí průměru, mediánu, minima, maxima, dolního kvartilu, horního kvartilu a směrodatné odchylky vždy před a po terapii (viz Tabulka 11, str. 45).

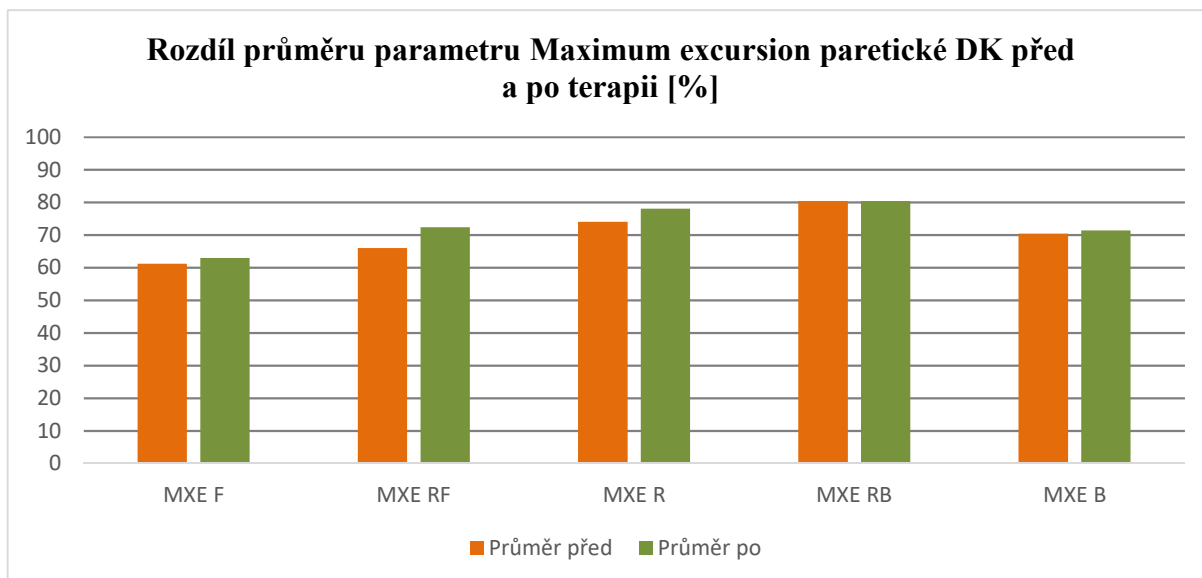
**Tabulka 11** Základní popisná statistika parametru Maximum excursion

Proměnná [%]	Průměr před	Průměr po	Medián před	Medián po	Minimum před	Minimum po	Maximum před	Maximum po
<b>MXE F</b>	61,23	63,00	67,00	59,00	35,00	36,00	100,00	99,00
<b>MXE RF</b>	66,00	72,38	72,00	76,00	31,00	31,00	95,00	107,00
<b>MXE R</b>	74,08	78,08	79,00	84,00	44,00	48,00	97,00	104,00
<b>MXE RB</b>	80,46	80,46	82,00	85,00	27,00	37,00	113,00	102,00
<b>MXE B</b>	70,46	71,42	66,00	74,50	37,00	43,00	96,00	91,00

Proměnná [%]	Dolní kvartil před	Dolní kvartil po	Horní kvartil před	Horní kvartil po	Sm.odch. Před	Sm.odch. po
<b>MXE F</b>	48,00	45,00	69,00	76,00	20,79	21,35
<b>MXE RF</b>	49,00	56,00	86,00	94,00	21,85	22,70
<b>MXE R</b>	65,00	64,00	88,00	86,00	16,97	17,96
<b>MXE RB</b>	72,00	68,00	94,00	92,00	21,45	18,83
<b>MXE B</b>	58,00	56,00	91,00	85,00	18,10	16,33

**Legenda:** MXE – Maximum excursion; F – dopředu; RF – dopředu doprava; R – doprava; RB – dozadu doprava; B – dozadu

Parametr MXE nám ukazuje maximální limity stability jedince [%] kterých je schopen. Je to pozice těžiště na hranici pádu, kterou ještě dokáže stabilizovat. Většinou existuje rozdíl mezi hodnotou tohoto parametru a skutečnými limity stability, které přesněji ukazuje parametr Endpoint excursion. Na průměru hodnot (viz Tabulka 11) vidíme změny ve smyslu procentuálního zvětšení rozsahu maximálních limitů stability. K největší změně došlo ve směru dopředu doprava (o 6 %), naopak k žádné změně nedošlo ve směru dozadu doprava. Už před terapií v tomto směru dosahovali probandi lepších výsledků (viz Obrázek 11, str. 46).



**Obrázek 11** Rozdíl průměru parametru Maximum excursion paretické dolní končetiny před a po terapii

**Legenda:** MXE – Maximum excursion; F – dopředu; RF – dopředu doprava; R – doprava; RB – dozadu doprava; B – dozadu

Tabulka 12 ukazuje souhrn dílčích částí parametru MXE a jejich míru statistické významnosti. Hodnoty, které dosáhly statistické významnosti na hladině  $p < 0,05$  byly znázorněny červeně. Žádná z hodnot nevyšla statisticky významná. Nejblíže se statistické významnosti přiblížila změna hodnot tohoto parametru pro směr dopředu doprava ( $p=0,08438$ ). **Nulovou hypotézu  $H_04$  tedy nemůžeme zamítnout.** Proto platí, že dle parametru Maximum excursion nedošlo ke změně limitů stability na paretické straně před a po terapii u pacientů po CMP.

**Tabulka 12** Statistická významnost změn parametru Maximum excursion před a po terapii u paretické dolní končetiny

Paretická DK	p-hodnota
MXE F	0,576104
MXE RF	0,08438
MXE R	0,463072
MXE RB	0,968712
MXE B	0,533695

**Legenda:** MXE – Maximum excursion; F – dopředu; RF – dopředu doprava; R – doprava; RB – dozadu doprava; B – dozadu; DK – dolní končetina

#### 4.2.2 Výsledky hypotézy H<sub>05</sub>

H<sub>05</sub>: Nedošlo ke změně parametru Endpoint excursion na paretické straně před a po terapii u pacientů po CMP.

Parametr Endpoint excursion (EPE) byl popsán pomocí základních popisných statistik ve všech pěti směrech, ve kterých došlo k přenosu váhy na paretickou dolní končetinu. Výsledky měření byly popsány pomocí průměru, mediánu, minima, maxima, dolního kvartilu, horního kvartilu a směrodatné odchylky vždy před a po terapii (viz Tabulka 13).

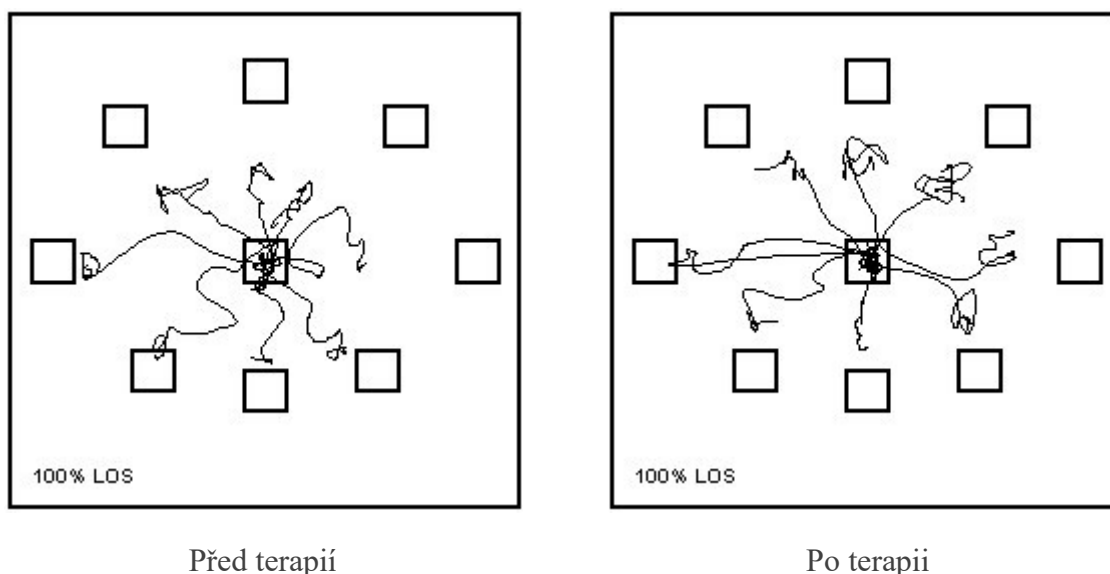
**Tabulka 13** Základní popisná statistika parametru Endpoint excursion

Proměnná [%]	Průměr před	Průměr po	Medián před	Medián po	Minimum před	Minimum po	Maximum před	Maximum po
EPE F	46,31	50,38	45,00	49,00	20,00	18,00	81,00	99,00
EPE RF	56,38	64,77	60,00	70,00	18,00	23,00	87,00	106,00
EPE R	62,85	64,62	68,00	71,00	17,00	28,00	97,00	85,00
EPE RB	60,54	61,77	59,00	65,00	24,00	21,00	103,00	88,00
EPE B	54,92	56,17	50,00	56,00	27,00	26,00	96,00	91,00

Proměnná [%]	Dolní kvartil před	Dolní kvartil po	Horní kvartil před	Horní kvartil po	Sm.odch. Před	Sm.odch. po
EPE F	24,00	31,00	64,00	73,00	22,95	26,18
EPE RF	37,00	48,00	77,00	79,00	22,87	24,40
EPE R	44,00	52,00	84,00	77,00	24,40	17,99
EPE RB	39,00	54,00	70,00	75,00	26,52	18,89
EPE B	34,00	38,00	73,00	73,50	23,62	21,28

**Legenda:** EPE – Endpoint excursion; F – dopředu; RF – dopředu doprava; R – doprava; RB – dozadu doprava; B – dozadu

Na průměru hodnot tohoto parametru vidíme ve všech směrech rostoucí tendenci. Před terapií byla průměrně hodnota EPE na paretické straně 56 % ( $\pm 24$  %) a po terapii 60 % ( $\pm 22$  %). Parametr EPE nám přitom ukazuje skutečné dynamické limity stability jedince, jde proto o jeden z nejdůležitějších parametrů měřených testem LOS. Změny parametru EPE nám graficky znázorňuje i samotný software posturografu (NeuroCom®). Můžeme tedy okamžitě zjistit, kde byl původně největší problém, tak změnu v těchto směrech při druhém měření (viz Obrázek 12, str. 48).



**Obrázek 12** Příklad změn limitů stability u pacienta č. 1 s pravostrannou hemiparézou před terapií a po ní

**Legenda:** LOS – limity stability

Tabulka 14 ukazuje souhrn dílčích částí parametru EPE a jejich míru statistické významnosti. Hodnoty, které dosáhly statistické významnosti na hladině  $p < 0,05$  byly znázorněny červeně. Žádná z hodnot nevyšla statisticky významná. **Nulovou hypotézu  $H_0$  proto nemůžeme zamítnout.** Platí tedy, že nedošlo ke změně parametru Endpoint excursion na paretické straně před a po terapii u pacientů po CMP.

**Tabulka 14** Statistická významnost změn parametru Endpoint excursion před a po terapii u paretické dolní končetiny

Paretická DK	p-hodnota
EPE F	0,674987
EPE RF	0,107803
EPE R	0,700704
EPE RB	0,972125
EPE B	0,694887

**Legenda:** EPE – Endpoint excursion; F – dopředu; RF – dopředu doprava; R – doprava; RB – dozadu doprava; B – dozadu; DK – dolní končetina



### 4.2.3 Výsledky hypotézy H<sub>06</sub>

H<sub>06</sub>: Dle parametru Directional control nedošlo ke změně kontroly pohybu směrem na paretickou stranu před a po terapii u pacientů po CMP.

Parametr Directional control (DCL) byl také popsán pomocí základních popisných statistik ve všech pěti směrech, ve kterých došlo k přenosu váhy na paretickou dolní končetinu. Výsledky měření byly popsány pomocí průměru, mediánu, minima, maxima, dolního kvartilu, horního kvartilu a směrodatné odchylky vždy před a po terapii (viz Tabulka 15).

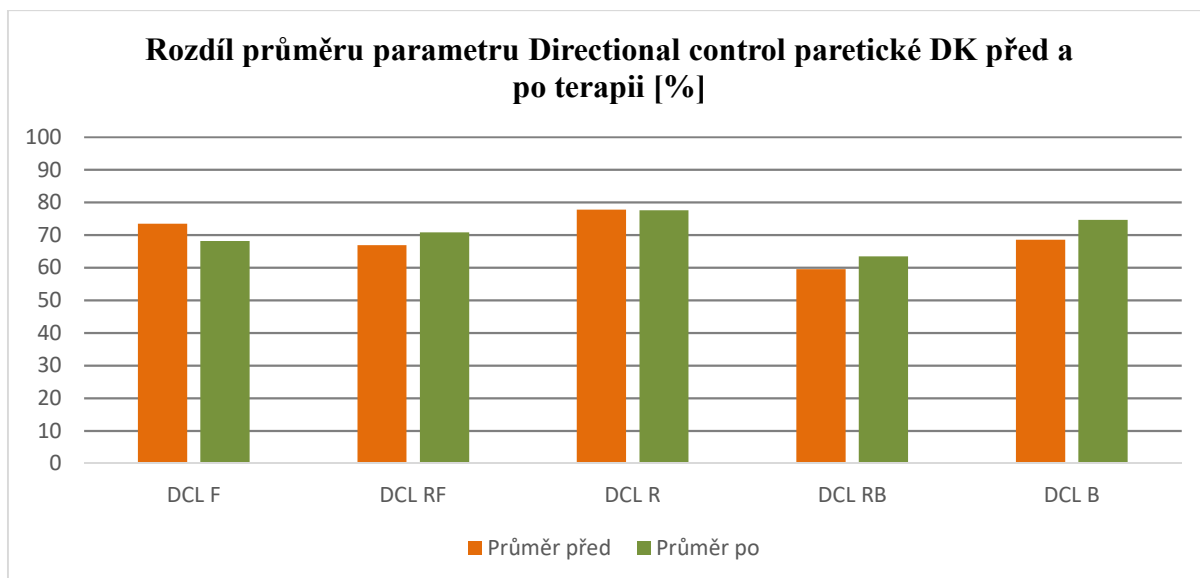
**Tabulka 15** Základní popisná statistika parametru Directional control

Proměnná [%]	Průměr před	Průměr po	Medián před	Medián po	Minimum před	Minimum po	Maximum před	Maximum po
DCL F	73,46	68,15	79,00	69,00	22,00	24,00	87,00	91,00
DCL RF	66,92	70,77	71,00	73,00	40,00	40,00	94,00	88,00
DCL R	77,77	77,54	81,00	77,00	55,00	57,00	88,00	93,00
DCL RB	59,54	63,46	66,00	72,00	37,00	47,00	89,00	90,00
DCL B	68,54	74,67	71,00	79,00	0,00	50,00	91,00	88,00

Proměnná [%]	Dolní kvartil před	Dolní kvartil po	Horní kvartil před	Horní kvartil po	Sm.odch. Před	Sm.odch. po
DCL F	69,00	59,00	83,00	85,00	16,92	20,00
DCL RF	55,00	64,00	79,00	80,00	17,43	14,20
DCL R	74,00	72,00	82,00	84,00	8,85	9,43
DCL RB	49,00	52,00	76,00	82,00	23,98	24,57
DCL B	66,00	65,50	78,00	82,50	22,62	11,40

**Legenda:** DCL – Directional control; F – dopředu; RF – dopředu doprava; R – doprava; RB – dozadu doprava; B – dozadu

Tento parametr ukazuje procentuální přesnost dráhy přenosu těžiště do daného směru. Na průměrech hodnot v jednotlivých směrech vidíme, že nedošlo ke konstantní změně ve smyslu zpřesnění nebo zhoršení zacílení. Ve třech případech došlo ke zlepšení (dopředu doprava, dozadu doprava a dozadu), a to až o 6 %. Ve dvou případech naopak došlo ke zhoršení kontroly (dopředu a doprava) až o 5 %. To reflektují i hodnoty mediánu, tedy nejčastěji se vyskytujících naměřených hodnot. Pro názornost opět přikládáme graf změny průměru parametru DCL (viz Obrázek 13, str. 50).



**Obrázek 13** Rozdíl průměru parametru Directional control paretické dolní končetiny před a po terapii

**Legenda:** DCL – Directional control; F – dopředu; RF – dopředu doprava; R – doprava; RB – dozadu doprava; B – dozadu; DK – dolní končetina

Výsledky statistické významnosti změn parametru DCL jsou znázorněny v Tabulce 16. Žádná z hodnot nevyšla statisticky významná. **Nulovou hypotézu  $H_0$  nemůžeme zamítnout.** Podle této hypotézy tedy platí, že dle parametru Directional control nedošlo ke změně kontroly pohybu směrem na paretickou stranu před a po terapii u pacientů po CMP.

**Tabulka 16** Statistická významnost změn parametru Directional control před a po terapii u paretické dolní končetiny

Paretická DK	p-hodnota
DCL F	0,753684
DCL RF	0,463072
DCL R	0,968712
DCL RB	0,753153
DCL B	0,666137

**Legenda:** DCL – Directional control; F – dopředu; RF – dopředu doprava; R – doprava; RB – dozadu doprava; B – dozadu; DK – dolní končetina

## 5 Diskuze

### 5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Ikai et al. (2003, pp. 463-466) se pokusili pomocí posturografu (NeuroCom®) kvantifikovat riziko pádu u pacientů po CMP v porovnání s kontrolní skupinou. Do experimentální skupiny pacientů po CMP bylo zahrnuto 59 probandů ve věku od 36 do 79 let, kteří byli léčeni buď v rámci hospitalizace, nebo ambulantně. Doba od prodělaného CMP se pohybovala od 9,9 do 22,5 měsíců. Šlo tedy o pacienty spíše v chronickém stádiu. Do této studie byli zařazeni jak pacienti po hemoragickém CMP (n=18), tak ti po ischemickém CMP (n=41). Místo léze nebylo rozlišováno, důležitá byla pouze strana hemiparézy. Pro zařazení do studie museli pacienti být schopni samostatného pohybu v domácnosti bez ortotické pomůcky, nesměl být u nich přítomen neglect syndrom nebo nějaký senzorický deficit, který by mohl ovlivňovat rovnováhu. Experimentální skupina pacientů s hemiparézou byla porovnáвана s kontrolní skupinou zdravých probandů (n=98) podobného věku.

Experimentální i kontrolní skupina podstoupila MCT. Výsledky této studie pak ukazují, že dle parametru Weight symmetry pacienti s pravostrannou hemiparézou zatěžovali obě dolní končetiny podobně jako zdraví jedinci, tedy symetricky. Pouze pacienti s levostrannou hemiparézou zatěžovali signifikantně více neparetickou dolní končetinu (Ikai et al. 2003, pp. 465-466). Tento jev se v našem výzkumu nepotvrdil. Podle nás totiž pacienti zatěžovali více paretickou dolní končetinu před terapií až o 11 % více než neparetickou. Po terapii došlo k větší symetrii zatěžování, ale nešlo o signifikantní změnu. Důvodem k rozdílným výsledkům může být jiné stádium, ve kterém se pacienti nacházeli. Vzhledem k tomu, že stav pacientů po CMP se může v subakutním stádiu ještě přirozeně rozvíjet, je možné, že pacienti v tomto období upřednostňují paretickou dolní končetinu.

Také to, že jsme nerozdělili pacienty podle strany hemiparézy, mohlo mít vliv na vyhodnocení celkové hypotézy  $H_0$ . Pokud se totiž podíváme zvláště na skupinu pacientů s pravostrannou hemiparézou, vidíme, že u nich došlo u parametru Weight symmetry k větší symetrii zatěžování, kdežto u pacientů s levostrannou hemiparézou došlo k ještě většímu zatěžování paretické dolní končetiny. Bylo by proto vhodné tento fenomén více prozkoumat, protože i další studie ukazují, že strana hemiparézy má vliv na posturální stabilitu. Například Peurala et al. (2007, pp. 105-107) provedli ve Finsku studii na 45 probandech půl roku od prodělaného CMP, kteří podstoupili 3týdenní ambulantní trénink chůze a posturálního nácviku. Pacienti spadali podle škály FAC do kategorie 2-5 s tím, že většina byla samostatně chodících.

Výsledky statického posturografického vyšetření ukázaly, že pacienti s levostrannou hemiparézou vykazují větší výchylky COP u paretické dolní končetiny jak v anteroposteriorním, tak mediolaterálním směru. Tyto výchylky měly také oproti pacientům s pravostrannou hemiparézou i kontrolní zdravé skupině mnohem menší rychlost, přestože měly větší amplitudu. Ukazuje se také, že pacienti s levostrannou hemiparézou mívají větší problémy s chůzí (Titianova et Tarkka, 1995 in Peurala et al., 2007, p. 106).

Podle parametru Amplitude scaling pacienti s hemiparézou zatěžují více neparetickou dolní končetinu, a to průměrně o 25 % (Ikai et al., 2003, pp. 465-466). To je opět v rozporu s našimi výsledky, protože podle nás zatěžují pacienti více paretickou dolní končetinu.

U 20 % hemiparetických pacientů nebylo možné změřit hodnotu Latency paretické dolní končetiny, protože ji přístroj nezaznamenal (Ikai et al. 2003, pp. 465-466). Přesto však došli k tomu, že paretické dolní končetině trvá odpověď na podtrh podložky signifikantně déle než té neparetické. Pro porovnání uvádí, že průměrná rychlost reakce u běžné populace odpovídajícího věku je 125–142 ms. Neparetická dolní končetina přitom spadala do tohoto rozmezí. Naše výsledky potvrzují, že paretické dolní končetině trvá reakce na podtrh podložky trochu déle než neparetické. Po terapii se tyto hodnoty přiblížily neparetické dolní končetině.

Marigold, Eng et Inglis (2004, p. 2790) vytvořili studii, která měla za úkol zjistit jaký vliv má opožděný posturální reflex vliv na výskyt pádů u pacientů po CMP. Větší latence paretické dolní končetiny u pacientů po CMP byly již prokázány v několika dřívějších studiích (Dietz et Berger, 1984 in Marigold, Eng et Inglis, 2004, p. 2790; Berger et al., 1988 in Marigold, Eng et Inglis, 2004, p. 2790). Jejich soubor pacientů se skládal z experimentální skupiny (n=10) pacientů po CMP v chronickém stádiu a kontrolní skupiny (n=10) srovnatelného věku. Pro měření použili test velmi podobný MCT. Proband stál každou dolní končetinou na jedné silové plošině (Bertec Corp.). Byly provedeny tři varianty testu (bez zatížení, s přidanou zátěží, s odlehčením), aby zjistili, jestli něco z toho má také vliv na výskyt pádů po CMP. Každý test se skládal z 3 podtrhů dopředu a 3 dozadu (8 cm posun, rychlost 30 cm/s, zrychlení 300 cm/s<sup>2</sup>). Tento test byl doplněn o EMG, aby se dala zhodnotit rychlost reakcí paretické dolní končetiny. Ukázalo se, že změna zátěže nemá vliv na rychlost posturálních reflexů. Během testování spadli 3 z 10 pacientů po CMP. Vždy přitom při translaci podložky dopředu. Nikdo z kontrolní skupiny nespádl. Byla prokázána i signifikantně větší latence nástupu posturálních reakcí u paretické dolní končetiny. Tyto výsledky se shodují s našimi. Bohužel nevíme přesně, jestli probandi upadli při změně směru translací. Naše výsledky však ukazují, že právě tato rychlá

změna směru je nejrizikovější. Potenciálně by tedy mohlo dojít k pádu právě při rychlých změnách směru chůze nebo nutnosti náhle couvnout.

Studie, kterou provedli Cheng et al. (2001, p. 1650-1653) se pokusila zhodnotit, zda má terapie zaměřená na symetrické zatěžování končetin po CMP u těchto pacientů opravdu takový efekt jako se domníváme, a tedy vede ke snížení počtu pádů. Měli k dispozici soubor 54 pacientů, kteří byli 2-4 měsíce po prodělané atace. Museli přitom zvládnout samostatný stoj a chůzi bez pomůcky (FAC 4 a výše). Tito pacienti byli náhodně rozděleni na experimentální (n=31) a kontrolní skupinu (n=24). U kontrolní skupiny byla prováděna běžná terapie, která zahrnovala techniky neuromuskulární facilitace, funkční elektrostimulaci a další cvičení. Experimentální skupina kromě běžné terapie podstupovala i trénink na symetrii zatěžování dolních končetin včetně opakovaného tréninku symetrického přesunu ze sedu do stoje místo dalšího cvičení (sit to stand). To vše pětikrát týdně po dobu 3 týdnů. Pacienti byli pak znovu testováni 6 měsíců po ukončení terapie. Výsledky ihned po terapii byly trochu lepší než při opětovném testování po 6 měsících, ale rozdíl mezi nimi nebyl signifikantní. Důležitější je skutečnost, že pacienti z experimentální skupiny spadli signifikantně méně než ti z kontrolní skupiny.

Cheng et al. (2001, p. 1653), ale i další studie tvrdí, že pacienti po CMP zatěžují více neparetickou dolní končetinu (Kamphuis et al., 2013, p. 12; Roerdink et al., 2009, pp. 271-273; Marigold et Eng, 2006, pp. 249-252). U těchto studií ale byli probandi měřeni pouze během stoje, a ne v dynamických situacích, které nám umožňuje měřit počítačová dynamická posturografie. Zde vidíme prostor pro zlepšení našeho experimentu. Kdybychom otestovali, jak pacienti zatěžují dolní končetiny při klidném stoji, mohli bychom pak porovnat, jestli neexistuje rozdíl v používání dolních končetin během statických a dynamických situací.

Nenašli jsme další studie, které by k hodnocení rizik pádu u pacientů po CMP používaly MCT. Tento test se ale pro tyto účely používá u dalších diagnóz.

Hale et al. (2009, pp. 82-85) zkoumali výskyt pádů u dospělých osob s mentálním postižením. Porovnávali tedy skupinu mentálně postižených dospělých (n=7) průměrně ve věku 58 let ( $\pm 12$ ) a skupinu zdravých dospělých (n=13) podobného věku ( $49 \pm 6$  let). Obě skupiny byly testovány celkem třikrát během jednoho týdne pomocí testu MCT. Výsledky ukazují, že pacienti s mentálním postižením a historií pádu mají pomalejší reakce na podtrh podložky ( $158 \pm 18$  ms) než kontrolní skupina ( $140 \pm 13$  ms). Parametr Latency by tedy mohl být klíčový v predikci zvýšeného rizika pádu. Tato studie také poukazuje na velký rozdíl v reakci na rychlý podtrh směrem dozadu a pak při malém podtrhu směrem dopředu, kterého jsme si všimli

i u našeho experimentu. Probandi kontrolní skupiny pak uvedli, že právě translace podložky směrem dozadu jim přišly subjektivně náročnější.

Také u pacientů po amputacích na dolních končetinách je otázka včasného rozpoznání rizika pádu a jeho prevence klíčová. Vanicek et al. (2009, pp. 1021-1024) testovali pacienty po transtibiální amputaci (n=9) a kontrolní skupinu zdravých jedinců (n=9) pomocí testů MCT a SOT (Sensory Organization Test). V rámci obou skupin byli probandi ještě rozděleni na ty s historií pádu a bez ní. Parametr Latency nešel změřit u pacientů po transtibiální amputaci, protože amputovaná dolní končetina neprodukovala tolik síly, aby ji plošina zaznamenala. Podle parametru Weight symmetry zatěžovali pacienti po amputaci s historií pádu mnohem více amputovanou dolní končetinu. Pacienti po amputaci bez historie pádu, ale také nezatěžovali symetricky. Větší část jejich váhy byla na zdravé dolní končetině. Tato studie tedy došla k závěru, že rozdíl mezi amputovanými pacienty, kteří spadli, a těmi kteří ne je hlavně ve změně neuromuskulární odpovědi na posturálně potenciálně nebezpečnou situaci. Ti, co nepadají, používají více zdravou dolní končetinu tedy si vytvořili lepší kompenzační mechanismy.

Kolářová, Janura et Krobot (2011, pp. 100-103) pomocí posturografie hodnotili vznik kompenzačních mechanismů u pacientů po amputaci dolní končetiny. Porovnávali přitom pacienta s transtibiální a transfemorální amputací v třech různých fázích rehabilitace. Ukázalo se, že délka pahýlu by mohla mít vliv na posturální stabilitu jedince. Dle testu MCT u pacienta s transtibiální amputací došlo dříve k adaptačnímu většímu zatěžování zdravé dolní končetiny než u pacienta po transfemorální amputaci. Což by se dalo považovat za nežádoucí, protože cílem rehabilitace pacientů po amputaci je rovnoměrný přenos váhy i na amputovanou dolní končetinu. Avšak tato studie říká, že pokud je příčinou asymetrického zatěžování amputace nebo neurologická léze typu CMP dá se větší aktivita nepostížené končetiny očekávat a mohla by být výhodou. Což ostatně potvrzují i další studie (Vanicek et al., 2009, pp. 1021-1024; Genthon et al., 2008, pp. 1797-1978). Pokud však máme pacienty například po totální endoprotéze kyčelního kloubu, očekáváme co největší symetrii v zatěžování dolních končetin. Nedochozí totiž k takové změně neuromuskulárních struktur, která by nutila pacienta ke kompenzační neuromuskulární odpovědi (Calò et al., 2009, pp. 327-328).

Staří lidé jsou také náchylnější k pádu. U této části populace může mít pád také mnohem horší následky, někdy až fatální. Navíc pacienti po CMP sami většinou spadají i do této kategorie. Harro et Garascia (2018, pp. 2-10) zjišťovali na 46 zdravých probandech bez historie pádu ve věku mezi 60 a 80 lety (průměrný věk 68 let) zda lze pomocí dynamické počítačové

posturografie detekovat pacienty s horší posturální stabilitou. Tedy ty, u kterých je zvýšené riziko pádu. Testován u nich byl i MCT. Testování byli dvakrát a mezi měřeními byla pauza 10 dní. Ukázalo se, že MCT má skvělou spolehlivost při opakovaném testování a nebyl u něj zaznamenán efekt učení, který by mohl zkreslovat výsledky. U starších osob se jako klíčový zdá být parametr Latency. Přitom velký rozdíl ve věku probandů neměl pravděpodobně vliv na vyhodnocení výsledků testu MCT, protože se nenašla korelace mezi věkem a výsledky v tomto testu. Tato studie tedy prokazuje, že pomocí testu MCT lze vyhodnotit riziko pádu u starších lidí, a to přesto, že u nich ještě k pádu nedošlo. Mohl by tak pomoci v prevenci pádů.

Podobná studie proběhla dříve také pro pacienty s Parkinsonovou chorobou. Harro et al. (2016, pp. 7-18) otestovali 42 probandů s idiopatickou Parkinsonovou chorobou ve věku od 20 do 80 let (průměrný věk  $66 \pm 8$  let) pomocí dynamické posturografie dvakrát v rozmezí 10 dní. Tito pacienti byli ještě rozděleni na ty s historií pádu (24 %) a bez ní. A dále pak také podle toho, jestli se u nich objevuje „freezing“ (24 %) nebo ne. Výsledky ukázaly, že úspěch v MCT je silně spojen se závažností projevů Parkinsonovy choroby. Tento test je podle výsledků velmi citlivý a spolehlivý při posuzování posturálních reakcí z hlediska jejich kvantity. Závěrem tedy vyhodnotili MCT jako adekvátní test predikce rizika pádu u osob s Parkinsonovou chorobou.

## 5.2 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Byla nalezena pouze jedna studie, která testovala balanční schopnosti pacientů po CMP pomocí testu LOS. Llorens et al. (2017, pp. 2-6) testem LOS zjišťovali, jestli existuje korelace mezi dobou po prodělaném CMP a mírou ovlivnění rovnováhy fyzioterapeutickou intervencí. Studie se účastnilo 47 probandů ve věku od 50 do 65 let, kteří byli rozděleni do tří skupin podle doby od CMP. Jednalo se o stádium rané chronické (6-12 měsíců), střední chronické (12-24 měsíců) a chronické (>24 měsíců). Probandi trénovali 3-5x týdně celkem dvacetkrát po jednogodinových terapiích. K měření došlo celkem třikrát, a to před terapeutickou intervencí, po jejím ukončení a naposledy měsíc po ukončení terapie. Z parametrů testovaných testem LOS se tato práce zaměřila pouze na Movement velocity, který nebyl předmětem naší studie, a na Endpoint excursion. Na základě změny hodnot parametru Endpoint excursion dospěla tato studie k závěru, že u všech skupin došlo k signifikantnímu zvětšení limitů stability. Rozdíl v jednotlivých skupinách byl patrný po dalším kontrolním měření, které ukázalo, že pacienti v raném chronickém stádiu se ještě zlepšili, ti ve středně chronickém stádiu si udrželi výsledky a ti v chronickém stádiu se naopak trochu zhoršili. Delší doba po CMP tedy pravděpodobně nebrání zlepšení balanční kontroly, ale limituje ho. Naše výsledky na probandech v subakutním stádiu po CMP potvrzují zvětšení limitů stability. Rozdíl v naší skupině a chronických pacientech ze studie Llorense et al. (2017, pp. 1-3) je patrný na průměrně dosažených hodnotách EPE. Naši probandi před terapií dosahovali průměrně  $57 \pm 22$  % a po terapii  $62 \pm 21$  % limitů stability. Pacienti v raném chronickém stádiu měli před terapií  $93 \pm 24$  % ( $99 \pm 17$  % po terapii), pacienti ve středně chronickém stádiu  $82 \pm 9$  % ( $95 \pm 11$  % po terapii) a pacienti v chronickém stádiu dosahovali před terapií  $81 \pm 29$  % ( $94 \pm 27$  % po terapii). Tyto výsledky by naznačovaly, že limity stability jsou největší v prvním roce od mozkové ataky. To je také období kdy většina pacientů podstupuje nejintenzivnější rehabilitaci. Tato studie však prokazuje, že i pacienti až dva roky po atace z balančního tréninku velmi benefitují. Jejich limity stability se nejen rozšířily, ale dokonce byli schopni si tyto výsledky i udržet. Z hlediska prevence rizika pádu, by bylo dobré zvážit, jestli by ideální intervenční okno po CMP nemělo trvat aspoň dva roky.

Posturograf NeuroCom® se často používá i v rámci balančního tréninku u pacientů po CMP. Chen et al. (2002, pp. 584-588) ve své studii měli 41 probandů průměrně 3 měsíce od CMP, které náhodně rozdělili na skupinu trénující na posturografu ( $n=23$ ) a na skupinu bez něj ( $n=18$ ). Experimentální skupina tedy trénovala 20 minut denně pětkrát týdně po dobu 2 týdnů. Limity stability při tréninku byly nastaveny na 50 % maxima, které odpovídá jejich věku a výšce (průměrný věk byl 59 let). Při měření dynamických limitů stability pomocí testu LOS



6 měsíců po ukončení terapie zjistili, že u experimentální skupiny došlo k signifikantnímu zlepšení hned v několika testovaných parametrech. A to v Movement velocity, Endpoint excursion (EPE) a Directional control (DCL). Parametr EPE byl před terapií průměrně  $40 \pm 15 \%$  a 6 měsíců po terapii  $51 \pm 14 \%$ . Doba po CMP u této skupiny se více blíží naší zkoumané skupině. Přesto nelze naše výsledky objektivně porovnávat, vzhledem k odlišnostem obou studií.

Existuje mnoho studií (Brauer, Burns et Galley, 2000; Clark et Rose, 2001; Boulgarides et al., 2003; Soto-Varela et al., 2015; Harro et Garascia, 2018), které pomocí testu LOS měří limity stability u starších lidí a snaží se zhodnotit jejich riziko pádu. Brauer, Burns et Galley (2000, pp. 472-475) zjišťovali, zda jim test LOS pomůže odhalit osoby se zvýšeným rizikem pádu v populaci žen ( $n=100$ ) ve věku 65-85 let. Došli k tomu, že senzitivita testu LOS je pouze 6 %, tedy odhalil jen 2 z 35 osob, které v následujícím půlroce po měření měly záznam o pádu. Na druhou stranu specifita tohoto testu je 97 %. To znamená, že 63 z 65 osob bez pádu v následujícím půlroce po měření bylo tímto testem označeno jako bez rizika pádu. Celková schopnost predikce pádu testem LOS byla vypočítána na 65 %. Podobného výsledku (66 %) tato studie dosáhla i s klinickými balančními testy (BBS=Bergové balanční škála, Functional reach test, Lateral reach test, Step-Up test). Jak test LOS, tak klinické testy nedosáhly v této studii signifikantního procenta odhalení pacientů s vyšším rizikem pádu. To, že test LOS není úplně přesný v rozlišení pacientů s vysokým rizikem pádu a těch bez rizika, potvrzuje i nedávná studie, kterou zveřejnili Soto-Varela et al. (2015, pp. 10-13). V této studii se také ukazuje, že trochu citlivější jsou parametry Movement velocity, Endpoint excursion a Maximum excursion než třeba parametr Directional control nebo Reaction time, ale žádný z parametrů nenabyl signifikantních rozdílů mezi skupinou s historií pádu a bez ní. Limitem této studie by mohl být velký rozdíl mezi velikostí skupiny jedinců, kteří nepadli v posledním roce ( $n=14$ ) a těch, co spadli ( $n=56$ ).

Harro et Garascia (2018, pp. 7-10) také testovali validitu a spolehlivost testu LOS na 46 zdravých probandech bez historie pádu ve věku mezi 60 a 80 lety (průměrný věk 68 let). Ukázalo se, že při opakovaném měření testu LOS se projevuje fenomén učení, který oslabuje validitu výsledků. Na druhou stranu se jako spolehlivý ukazuje parametr Endpoint excursion při opakovaném testování. Je však dobré vědět, že právě s tímto parametrem silně koreluje věk testovaných jedinců. Problémem tohoto testu je hlavně obrovská variabilita provedení. Je pak obtížné standardizovat hodnoty jednotlivých parametrů pro stanovení rizika pádu. Proto je nutné zvážit, jestli by právě LOS měl být součástí hodnocení rizika pádu.

A nakonec i Boulgarides et al. (2003, pp. 333-338), kteří použili baterii jak klinických, tak laboratorních testů, došli k závěru, že vyhodnotit spolehlivě riziko pádu u starých lidí není tak jednoduché. Důvody pádu jsou totiž multifaktoriální a závisí na mnoha proměnných, které jsou individuální pro každého jedince. Zvláště je pak těžké označit parametry podílející se na pádu u aktivních seniorů, kterých v naší populaci stále přibývá. Studie se účastnilo 106 osob ve věku 65-90 let. Žádný z parametrů LOS nedosáhl signifikantních hodnot, které by prokazovaly rozpoznání pacientů s vysokým rizikem pádu.

Jediná z těchto studií, která považuje test LOS za adekvátní pro predikci rizika pádu u seniorů je od Clark et Rose (2001, pp. 471-473). Jako jediná však nepoužily 100% limity stability ale pouze 75%. Podle nich mají parametry Movement velocity, Maximum excursion a Endpoint excursion vysokou spolehlivost při opakovaném testování. Řeší zde také otázku individuální variability pohybových strategií při provádění tohoto testu. Podle nich jde chybu mezi jednotlivými měřeními zmenšit, pokud poskytneme pacientovi čas si vyzkoušet, jak se jeho COG pohybuje a případně mu poskytneme instruktáž. Tuto strategii jsme také využili v naší studii.

Kasser et al. (2011, pp. 1843-1846) použili test LOS pro predikci rizika pádu u žen s roztroušenou sklerózou (n=99). Tyto ženy byly testovány dvakrát v rozmezí jednoho roku. Za toto období se sbíraly data o pádech. Tato studie, stejně jako Brauer, Burns et Galley (2000, pp. 472-475), došla k závěru, že test LOS má malou senzitivitu pro to, aby odhalil pacienty s rizikem pádu, ale je velmi specifický při identifikaci těch, kteří v dalším roce nespádli. Spolehlivost predikce pádu ohodnotili jako 69%. Tato studie však doplňuje, že nižší limity stability směrem dopředu se ukázaly být celkem spolehlivým prediktorem pádu. Pokud by skutečně jen určité měřené směry měly silnou korelaci s výskytem pádů, mohlo by se testování nejen zpřesnit, ale i zrychlit. Zatím však neexistuje studie, která by se touto možností zabývala.

### 5.3 Přínos pro praxi

Naše výsledky testu MCT ukázaly, že pacienti v subakutním stádiu zatěžovali v dynamických testech více paretickou dolní končetinu. Tento jev je v rozporu se všemi studiemi, které se zabývaly asymetrickým zatěžováním u pacientů po CMP. Tyto studie však neměly k dispozici pacienty v tak raném stádiu. Dalším důvodem by mohla být jiná rehabilitační strategie na jednotlivých pracovištích. Pokud by pacient po CMP před začátkem rehabilitační intervence prošel statickým a dynamickým testem, které by zjistily, jestli primárně vůbec zatěžuje asymetricky a případně ve prospěch které končetiny, mohli bychom lépe cílit terapii.

Parametr Weight symmetry také potvrdil, že pacienti s pravostrannou a levostrannou hemiparézou nereagují na terapii stejně. Naše výsledky i další studie (Ikai et al. 2003, pp. 465-466; Peurala et al., 2007, pp. 105-107) naznačují, že pacienti s levostrannou hemiparézou trpí mnohem více asymetrickým zatěžováním dolních končetin v porovnání s pacienty s pravostrannou hemiparézou. Laufer et al. (2016, pp. 210-212) potvrzuje, že pacienti s levostrannou hemiparézou mají i v raném stádium po CMP (1-2 měsíce) horší progresi, co se statické rovnováhy a funkční soběstačnosti týče.

S parametrem Weight symmetry se úzce pojí i parametr Amplitude scaling. Ten však může být obtížně hodnotitelný, protože přístroj občas nezaznamená sílu produkovanou jednou z končetin. Nejde pak objektivně posoudit změna v zatěžování před terapií a po ní. Toto je běžný problém i u testování pacientů po amputacích. Kvůli tomu se ukazuje být tento parametr neobjektivní, a proto pravděpodobně není vhodný k objektivizování rizika pádu u pacientů po CMP.

Jako velmi citlivý se z hlediska predikce rizika pádu ukazuje být parametr Latency. Je to také jediný parametr, u kterého se projevila statisticky významná změna po terapii i u našeho malého vzorku probandů. Spolu s parametrem Weight symmetry se jeví být neobjektivnějším parametrem hodnoceným v testu MCT.

Oproti testu MCT, který se zdá být vhodný k predikci rizika pádu, jsme došli k závěru, že test LOS není tak kvalitním testem. A to hlavně kvůli nízké senzitivitě tohoto testu prokázané u seniorů. Zjištění senzitivity a specificity testu LOS na pacientech po CMP by více ukázalo, zda je možné u těchto pacientů tento test používat pro detekci pacientů se zvýšeným rizikem pádu. Jako nejdůležitější z parametrů hodnocených testem LOS se ukázaly být Movement velocity, Endpoint excursion a Maximum excursion.

Největším problémem testu LOS se zdá být vysoká variabilita provedení přesunu COG. Potenciálnímu vzniku chyby by se snad mohlo zabránit instruktáží a tréninkem přenosu těžiště před samotným testováním. Ovšem jestli tento krok navíc skutečně signifikantně zmírní výskyt chyby měření nebylo potvrzeno.

Na základě měření limitů stability před terapií, po ní a s odstupem času bychom však mohli zjistit, zda se daný pacient ještě může z hlediska posturální kontroly zlepšovat. Práce Llorense et al. (2017, pp.) odhalila, že pacientům i 2 roky od CMP se po balanční terapii zvětšili limity stability, a dokonce si tyto výsledky udrželi až 6 měsíců po ukončení terapie. Pacienti, kteří však byli déle po CMP si už lepší výsledky neudrželi. Test LOS by se tedy mohl podílet na objektivním vyhodnocení daného pacienta z hlediska prospěšnosti další rehabilitační intervence.

## 5.4 Limity studie

Za největší limity studie považujeme malý vzorek probandů jak pro MCT (n=14), tak pro LOS (n=13). Počet přijatých probandů do studie byl limitován zejména počtem přijatých pacientů na rehabilitační oddělení FNOL, kteří by odpovídali našim kritériím. Dalším problémem se ukázala být nehomogenost vzorku. Každý pacient byl také na oddělení jinak dlouhou dobu. Ukazuje se být také důležité dělit pacient podle strany léze. To, že jsme pacienty nerozdělili, pravděpodobně mohlo mít negativní vliv na vyhodnocení hypotéz vědecké otázky č. 1.

Po přečtení studií na podobné téma jsme si pravděpodobně měli před měřením zjistit u pacientů historii pádů. Během pobytu na rehabilitačním oddělení FNOL k žádnému pádu nedošlo. Pro další práce s podobnou tematikou by bylo přínosné rozdělit pacienty ještě na ty s historií pádu v uplynulém roce a bez ní. V naší studii jsme také řešili pouze dynamickou symetrii zatěžování dolních končetin. Kdybychom si změřili také statickou symetrii zatěžování, mohli bychom tyto dvě skutečnosti porovnat a potvrdit, zda mezi nimi existuje rozdíl.

Původně se nám jako problém zdál být výběr pacientů po ischemické lézi v povodí ACM kvůli tomu, že léze právě v tomto povodí se zpravidla více projevuje kontralaterální poruchou motoriky na horní končetině s akrálním maximem (Kolář et al., 2009, p. 385). Na druhou stranu se ukazuje, že trénink horními končetinami po CMP má pozitivní vliv na posturální kontrolu. Zvláště, pokud jde o trénink dosahových a manipulačních aktivit ve stoji. A to i přesto, že tento trénink si primárně za cíl nedával zlepšení balančních schopností. Výsledky byly potvrzeny nejen klinickými testy jako je Bergova balanční škála, ale i pomocí posturografických testů jako jsou SOT (Sensory Organisation Test) a LOS (Waller et Prettyman, 2012, pp. 422-423).

Dalším faktorem, který by mohl mít vliv na výsledky studie, bylo to, že pacienti občas byli měřeni jen chvíli po předchozí terapii. Na výsledcích, se tedy mohla projevit únava. Mezi jednotlivými měřeními měli pacienti vždy krátkou pauzu. Někteří pacienti potřebovali pauzu i v průběhu jednotlivých měření.

A nakonec posledním faktorem, který by mohl mít vliv na výsledky studie je nestandardizovaná terapeutická jednotka. Každý pacient sice podstoupil terapii dvakrát denně pětkrát týdně se svým fyzioterapeutem, ale na rozdíl od ostatních studií nebyl tento čas striktně vymezen.

## Závěr

Na základě teoretických poznatků, našeho výzkumu a porovnání výsledků s dalšími pracemi zabývajícími se tématem predikce rizika pádu u pacientů po CMP pomocí dynamické posturografie, jsme došli k závěru, že nejvhodnějším je test Motor Control Test. Zvláště jeho parametry Weight symmetry a Latency se ukazují být dobrými indikátory hrozícího pádu. Naše práce naopak nepotvrzuje přínos testu Limits of Stability v hodnocení rizika pádu. Přestože jeho parametry Movement velocity, Endpoint excursion a Maximum excursion mají větší výpovědní hodnotu o stabilitě jedince než ostatní parametry, které tento test hodnotí, senzitivita tohoto testu je velmi malá. Pokud by se snad dalo zabránit vysoké variabilitě provedení tohoto testu, pak k by možná mohl být v predikci rizika pádu užitečnějším.

Nadřazenost výsledků dynamické posturografie nad klinickými balančními testy z hlediska predikce rizika pádu nebyla zatím prokázána. Vzhledem k vysoké pořizovací ceně posturografu je proto nutné zvážit, jestli dynamickou posturografii zařadit do testovací baterie pro hodnocení rizika pádu u pacientů po CMP.

## Referenční seznam

AMIRIDIS, I.G., HATZITAKI, V., ARABATZI, F. 2003. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters* [online]. 2003, vol. 350, no. 3, pp. 137-140 [cit. 2017-09-25]. DOI: 10.1016/S0304-3940(03)00878-4. ISSN 03043940. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394003008784>

ANKER, L.C., WEERDESTeyN, V., VAN NES, I.J.W., NIENHUIS, B., STRAATMAN, H., GEURTS, A.C.H. 2007. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture* [online]. 2008, vol. 27, no. 3, pp. 471-477 [cit. 2017-11-14]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.06.002. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620700166X>

BATCHELOR, F.A., MACKINTOSH, S.F., SAID, C.M., HILL, K.D. 2012. Falls after Stroke. *International Journal of Stroke* [online]. 2012, vol. 7, no. 6, pp. 482-490 [cit. 2017-10-30]. DOI: 10.1111/j.1747-4949.2012.00796.x. ISSN 1747-4930. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1111/j.1747-4949.2012.00796.x>

BONAN, I.V., HUBEAUX, K., GELLEZ-LEMAN, M.C., GUICHARD, J.P., VICAUT, E., YELNIK, A.P. 2007. Influence of subjective visual vertical misperception on balance recovery after stroke. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* [online]. 2007, vol. 78, no. 1, pp. 49-55 [cit. 2018-02-07]. DOI: 10.1136/jnnp.2006.087791. ISSN 0022-3050. Dostupné z: <http://jnnp.bmj.com/cgi/doi/10.1136/jnnp.2006.087791>

BOULGARIDES, L.K., MCGINTY, S.M., WILLETT, J.A., BARNES, C.W. 2003. Use of Clinical and Impairment-Based Tests to Predict Falls by Community-Dwelling Older Adults. *Physical Therapy* [online]. 2003, vol. 83, pp. 328-339 [cit. 2018-05-03]. DOI: 10.1093/ptj/83.4.328. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/83/4/328/2857519/Use-of-Clinical-and-ImpairmentBased-Tests-to>

BRAUER, S. G., BURNS, Y.R., GALLEY, P. 2000. A Prospective Study of Laboratory and Clinical Measures of Postural Stability to Predict Community-Dwelling Fallers. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2000, vol. 55, no. 8, pp. 469-476 [cit. 2018-05-03]. DOI: 10.1093/gerona/55.8.M469. ISSN 1079-5006. Dostupné z: <https://academic.oup.com/biomedgerontology/article-lookup/doi/10.1093/gerona/55.8.M469>

- BRUTHANS, J. 2009. Epidemiologie a prognóza cévních mozkových příhod. *Remedia*[online], 2009, vol. 19, no. 2, pp. 128-131 [cit. 2017-10-30]. ISSN: 0862-8947. Dostupné z: <http://www.remedia.cz/Clanky/Prehledy-nazory-diskuse/Epidemiologie-a-prognoza-cevnych-mozkovych-prihod/6-F-Bn.magarticle.aspx>
- CALÒ, L., RABINI, A., PICCIOTTI, P.M., LAURINO, S., PASSALI, G.C., FERRARA, P.E., MAGGI, L., PIAZZINI, D.B., SPECCHIA, A., FRASCA, G., RONCONI, G., BERTOLINI, C., SCARANO, E. 2009. Postural control in patients with total hip replacement. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2009, vol. 45, no. 3, pp. 327-334 [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <https://www.minervamedica.it/en/journals/europa-medicophysica/article.php?cod=R33Y2009N03A0327>
- CLARK, S., ROSE, D.J. 2001. Evaluation of dynamic balance among community-dwelling older adult fallers: A generalizability study of the limits of stability test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, vol. 82, no. 4, pp. 468-474 [cit. 2018-05-03]. DOI: 10.1053/apmr.2001.21859. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999301796633>
- CHEN, CH., CHENG, P., CHEN, CH., CHEN, S., CHUNG, CH., YEH, T. 2002. Effects of Balance Training on Hemiplegic Stroke Patients. *Chang Gung Med J* [online]. 2002, vol. 25, no. 9, pp. 583-589 [cit. 2018-05-03]. Dostupné z: <http://cgmj.cgu.edu.tw/2509/250903.pdf>
- CHENG, P., WU, S., LIAW, M., WONG, A.M.K., TANG, F. 2001. Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, vol. 82, no. 12, pp. 1650-1654 [cit. 2018-04-11]. DOI: 10.1053/apmr.2001.26256. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999301865680>
- CZERNUSZENKO, A., CZLONKOWSKA, A. 2009. Risk factors for falls in stroke patients during inpatient rehabilitation. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2009, vol. 23, no. 2, pp. 176-188 [cit. 2017-11-02]. DOI: 10.1177/0269215508098894. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://cre.sagepub.com/cgi/doi/10.1177/0269215508098894>
- GARLAND, S., GRAY, J.V.L., KNORR, S. 2009. Muscle Activation Patterns and Postural Control Following Stroke. *Motor Control* [online]. 2009, vol. 13, no. 4, pp. 387-411 [cit. 2018-02-06]. DOI: 10.1123/mcj.13.4.387. ISSN 1087-1640. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/mcj.13.4.387>



- GENTHON, N., ROUGIER, P., GISSOT, A.S., FROGER, J., PELISSIER, J., PERENNOU, D. 2008. Contribution of Each Lower Limb to Upright Standing in Stroke Patients. *Stroke* [online]. 2008, vol. 39, no. 6, pp. 1793-1799 [cit. 2017-11-29]. DOI: 10.1161/STROKEAHA.107.497701. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/STROKEAHA.107.497701>
- GEURTS, A.C.H., DE HAART, M., VAN NES, I.J.W., DUYSSENS, J. 2005. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & Posture* [online]. 2005, vol. 22, no. 3, pp. 267-281 [cit. 2017-10-30]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2004.10.002. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636204002012>
- HALE, L., MILLER, R., BARACH, A., SKINNER, M., GRAY, A. 2009. Motor Control Test responses to balance perturbations in adults with an intellectual disability. *Journal of Intellectual & Developmental Disability* [online]. 2009, vol. 34, no. 1, pp. 81-86 [cit. 2018-04-16]. DOI: 10.1080/13668250802683810. ISSN 1366-8250. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/13668250802683810>
- HARRO, C.C., GARASCIA, CH. 2018. Reliability and Validity of Computerized Force Platform Measures of Balance Function in Healthy Older Adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. 2018, pp. 1-10 [cit. 2018-04-18]. DOI: 10.1519/JPT.0000000000000175. ISSN 1539-8412. Dostupné z: <http://Insights.ovid.com/crossref?an=00139143-900000000-99738>
- HOF, A.L., DUYSSENS, J. 2013. Responses of human hip abductor muscles to lateral balance perturbations during walking. *Experimental Brain Research* [online]. 2013, vol. 230, no. 3, pp. 301-310 [cit. 2017-10-17]. DOI: 10.1007/s00221-013-3655-5. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-013-3655-5>
- HOF, A.L., GAZENDAM, M.G.J., SINKE, W.E. 2005. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics* [online]. 2005, vol. 38, no. 1, pp. 1-8 [cit. 2017-10-17]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2004.03.025. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929004001642>
- HOF, A.L., VAN BOCKEL, R.M, SCHOPPEN, T., POSTEMA, K. 2007. Control of lateral balance in walking. *Gait & Posture* [online]. 2007, vol. 25, no. 2, pp. 250-258 [cit. 2017-10-17]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.04.013. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636206000580>

HOF, A.L., VERMERRIS, S.M, GJALTEMA, W.A. 2010. Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. *Journal of Experimental Biology* [online]. 2010, vol. 213, no. 15, pp. 2655-2664 [cit. 2017-10-17]. DOI: 10.1242/jeb.042572. ISSN 0022-0949. Dostupné z: <http://jeb.biologists.org/cgi/doi/10.1242/jeb.042572>

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]. 2006, vol. 35-2, pp. 7-11 [cit. 2017-10-03]. DOI: 10.1093/ageing/afl077. ISSN 0002-0729. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ageing/article-lookup/doi/10.1093/ageing/afl077>.

HORAK, F.B. 1987. Clinical Measurement of Postural Control in Adults. *Physical Therapy* [online]. 1987, vol. 67, no. 12, pp. 1881-1885 [cit. 2017-10-12]. DOI: 10.1093/ptj/67.12.1881. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/2728168/Clinical>

HSIAO, H., GRAY, V.L., CREATH, R.A., BINDER-MACLEOD, S.A., ROGERS, M.W. 2017. Control of lateral weight transfer is associated with walking speed in individuals post-stroke. *Journal of Biomechanics* [online]. 2017, vol. 60, pp. 72-78 [cit. 2017-11-29]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.06.021. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929017303184>

IKAI, T., KAMIKUBO, T., TAKEHARA, I., NISHI, M., MIYANO, S. 2003. Dynamic Postural Control in Patients with Hemiparesis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 2003, vol. 82, no. 6, pp. 463-469 [cit. 2018-04-10]. DOI: 10.1097/01.PHM.0000069192.32183.A7. ISSN 0894-9115. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00002060-200306000-00010>

IOSA, M., MORONE, G., FUSCO, A., PRATESI, L., BRAGONI, M., COIRO, P., MULTARI, M., VENTURIERO, V., DE ANGELIS, D., PAOLUCCI, S. 2011. Effects of Walking Endurance Reduction on Gait Stability in Patients with Stroke. *Stroke Research and Treatment* [online]. 2012, vol. 2012, ID 810415, pp. 1-6 [cit. 2018-04-25]. DOI: 10.1155/2012/810415. ISSN 2090-8105. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/srt/2012/810415/>

JANURA M., JANUROVÁ E. 2007. *Fyzikální základ biomechaniky*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007. ISBN 978-80-244-1805-6.

KAMPHUIS, J.F., DE KAM, D., GEURTS, A.C.H., WEERDESTeyN, V. 2013. Is Weight-Bearing Asymmetry Associated with Postural Instability after Stroke? A Systematic Review.

*Stroke Research and Treatment* [online]. 2013, vol. 2013, ID 6921371, pp. 1-13 [cit. 2017-11-29]. DOI: 10.1155/2013/692137. ISSN 2090-8105. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/srt/2013/692137/>

KASSER, S.L., JACOBS, J.V., FOLEY, J.T., CARDINAL, B.J., MADDALOZZO, G.F. 2011. A Prospective Evaluation of Balance, Gait, and Strength to Predict Falling in Women With Multiple Sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2011, vol. 92, no. 11, pp. 1840-1846 [cit. 2018-05-04]. DOI: 10.1016/j.apmr.2011.06.004. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999311003686>

KERSE, N., PARAG, V., FEIGIN, V.L, MCNAUGHTON, H., HACKETT, M.L., BENNETT, D.A., ANDERSON, C.S. 2008. Falls After Stroke: Results From the Auckland Regional Community Stroke (ARCOS) Study, 2002 to 2003. *Stroke* [online]. 2008, vol. 39, no. 6, pp. 1890-1893 [cit. 2017-11-02]. DOI: 10.1161/STROKEAHA.107.509885. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/STROKEAHA.107.509885>

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

KOLÁŘOVÁ B., MARKOVÁ M., STACHO J., SZMEKOVÁ L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci – možnosti vyšetření a terapie*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4266-2.

KOLÁŘOVÁ, B., JANURA, M., KROBOT, A. 2011. Posturografická evaluace funkční adaptability po amputaci dolní končetiny. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2011, vol. 18, no. 2, pp. 97-104 [cit. 2018-04-18]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=e448f58a-ee42-4b9b-b028-f6e47591e89d%40sessionmgr101>

LAUFER, Y., SIVAN, D., SCHWARZMANN, R., SPRECHER, E. 2016. Standing Balance and Functional Recovery of Patients with Right and Left Hemiparesis in the Early Stages of Rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2016, vol. 17, no. 4, pp. 207-213 [cit. 2018-05-04]. DOI: 10.1177/0888439003259169. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0888439003259169>

LATASH M.L. 2008. *Neurophysiological Basis of Movement*. 2.vyd. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008. ISBN-13: 978-0-7360-6367-8.

LLORENS, R., NOÉ, E., ALCANIZ, M., DEUTSCH, J.E. 2017. Time since injury limits but does not prevent improvement and maintenance of gains in balance in chronic stroke. *Brain*

- Injury* [online]. 2017, vol. 32, no. 3, pp. 303-309 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1080/02699052.2017.1418905. ISSN 0269-9052. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02699052.2017.1418905>
- MARIGOLD, D.S., ENG, J.J., TOKUNO, C.D, DONNELLY, C.A. 2004. Contribution of Muscle Strength and Integration of Afferent Input to Postural Instability in Persons with Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2004, vol. 18, no. 4, pp. 222-229 [cit. 2018-02-07]. DOI: 10.1177/1545968304271171. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968304271171>
- MARIGOLD, D.S., ENG, J.J., INGLIS, J.T. 2004. Modulation of ankle muscle postural reflexes in stroke: influence of weight-bearing load. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2004, vol. 115, no. 12, pp. 2789-2797 [cit. 2018-04-12]. DOI: 10.1016/j.clinph.2004.07.002. ISSN 13882457. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1388245704002640>
- MARIGOLD, D.S. et ENG, J.J. 2006. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait & Posture* [online]. 2006, vol. 23, no. 2, pp. 249-255 [cit. 2018-04-11]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2005.03.001. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636205000354>
- PEURALAA, S.H., KÖNÖNENA, P., PITKÄNENA, K., SIVENIUSA, J., TARKKA, I.M. 2007. Postural instability in patients with chronic stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience* [online]. 2007, vol. 25, no. 2, pp. 101-108 [cit. 2018-04-14]. Dostupné z: <https://content.iospress.com/articles/restorative-neurology-and-neuroscience/rnn00372>
- POLLOCK, A., DURWARD, B.R., ROWE, P.J., PAUL, J.P. 2000. What is balance? *Clinical Rehabilitation* [online]. 2000, vol. 14, pp. 402-406 [cit. 2017-09-19]. DOI: 10.1191/0269215500cr342oa. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1191/0269215500cr342oa>.
- POOLE, K.E.S., REEVE, J.,WARBURTON, E.A. 2002. Falls, Fractures, and Osteoporosis After Stroke: Time to Think About tProtection? *Stroke* [online]. 2002, vol. 33, no. 5, pp. 1432-1436 [cit. 2017-10-30]. DOI: 10.1161/01.STR.0000014510.48897.7D. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.STR.0000014510.48897.7D>
- RAMNEMARK, A., NILSSON, M., BORSSÉN, B., GUSTAFSON, Y. 2000. Stroke, a Major and Increasing Risk Factor for Femoral Neck Fracture. *Stroke* [online]. 2000, vol. 31, no. 7, pp. 1572-1577 [cit. 2017-02-08]. DOI: 10.1161/01.STR.31.7.1572. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.STR.31.7.1572>

- ROERDINK, M., GEURTS, A.C.H., DE HAART, M., BEEK, P.J. 2009. On the Relative Contribution of the Paretic Leg to the Control of Posture After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 2009, vol. 23, no. 3, pp. 267-274 [cit. 2017-11-29]. DOI: 10.1177/1545968308323928. ISSN 1545-9683. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1545968308323928>
- REIMANN, H., FETTROW, T.D., THOMPSON, E.D., AGADA, P., MCFADYEN, B.J., JEKA, J.J., SAKAKIBARA, M. 2017. Complementary mechanisms for upright balance during walking. *PLOS ONE* [online]. 2017, vol. 12, no. 2, pp. 1-16 [cit. 2017-10-17]. DOI: 10.1371/journal.pone.0172215. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0172215>
- RUNGE, C.F, SHUPERT, C.L., HORAK, F.B., ZAJAC, F.E. 1999. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait&Posture* [online]. 1999, vol. 10, no. 2, pp. 161-170 [cit. 2017-10-12]. DOI: 10.1016/S0966-6362(99)00032-6. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636299000326>
- SHUMWAY-COOK A., WOOLLACOTT M.H. 2012. *Motor control: translating research into clinical practice*. 4. vyd. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012. ISBN-9781451117103.
- SHUPERT, CH., HORAK, F. 2016. Balance and Falls in the Older Adult. *Vestibular Disorders Association* [online]. 2016, pp.1-3 [cit. 2017-11-02]. Dostupné z: [http://vestibular.org/sites/default/files/page\\_files/Documents/Balance%20and%20Falls%20in%20the%20Older%20Adult.pdf](http://vestibular.org/sites/default/files/page_files/Documents/Balance%20and%20Falls%20in%20the%20Older%20Adult.pdf)
- SOTO-VARELA, A., FARALDO-GARCÍA, A., ROSSI-IZQUIERDO, M., LIROLA-DELGADO, A., VAAMONDE-SÁNCHEZ-ANDRADE, I., DEL-RÍO-VALEIRAS, M., GAYOSO-DIZ, P., SANTOS-PÉREZ, S. 2015. Can we predict the risk of falls in elderly patients with instability? *Auris Nasus Larynx* [online]. 2015, vol. 42, no. 1, pp. 8-14 [cit. 2018-05-03]. DOI: 10.1016/j.anl.2014.06.005. ISSN 03858146. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0385814614001175>
- VAN ASSELDONK, E., BUURKE, J., BLOEM, B., RENZENBRINK, G., NENE, A., VAN DER HELM, F., VAN DER KOOIJ, H. 2006. Disentangling the contribution of the paretic and non-paretic ankle to balance control in stroke patients. *Experimental Neurology* [online]. 2006, vol. 201, no. 2, pp. 441-451 [cit. 2017-11-29]. DOI: 10.1016/j.expneurol.2006.04.036. ISSN 00144886. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0014488606002822>

- VANICEK, N., KING, S.A., GOHIL, R., CHETTER, I.C., COUGHLIN, P.A. 2013. Computerized Dynamic Posturography for Postural Control Assessment in Patients with Intermittent Claudication. *Journal of Visualized Experiments* [online]. 2013, vol. 82, e51077, pp. 1-9 [cit. 2018-03-01]. DOI: 10.3791/51077. ISSN 1940-087X. Dostupné z: <http://www.jove.com/video/51077/computerized-dynamic-posturography-for-postural-control-assessment>
- VANICEK, N., STRIKE, S., MCNAUGHTON, L., POLMAN, R. 2009. Postural Responses to Dynamic Perturbations in Amputee Fallers Versus Nonfallers: A Comparative Study With Able-Bodied Subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2009, vol. 90, no. 6, pp. 1018-1025 [cit. 2018-04-16]. DOI: 10.1016/j.apmr.2008.12.024. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999309002019>
- WALLER, S.M., PRETTYMAN, M.G. 2012. Arm training in standing also improves postural control in participants with chronic stroke. *Gait & Posture* [online]. 2012, vol. 36, no. 3, pp. 419-424 [cit. 2018-05-02]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.03.025. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636212001166>
- WANG, Y., SRINIVASAN, M. 2014. Stepping in the direction of the fall: the next foot placement can be predicted from current upper body state in steady-state walking. *Biology Letters* [online]. 2014, vol. 10, no. 9, pp. 1-5 [cit. 2017-10-17]. DOI: 10.1098/rsbl.2014.0405. ISSN 1744-9561. Dostupné z: <http://rsbl.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsbl.2014.0405>
- WEERDENSTEYN, V., DE NIET, M., VAN DUIJNHOFEN, H.J.R., GEURTS, A.C.H. 2008. Falls in individuals with stroke. *Journal of Rehabilitation Research & Development* [online]. 2008, vol. 45, no. 8, pp. 1195-1214 [cit. 2007-11-02]. DOI: 10.1682/JRRD.2007.09.0145. Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/08/45/8/Weerdesteyn.html>
- WONG, J.S., BROOKS, D., INNESS, E.L., MANSFIELD, A. 2016. The Impact of Falls on Motor and Cognitive Recovery after Discharge from In-Patient Stroke Rehabilitation. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* [online]. 2016, vol. 25, no. 7, pp. 1613-1621 [cit. 2017-11-13]. DOI: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2016.03.017. ISSN 10523057. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1052305716001592>
- YU, E., ABE, M., MASANI, K., KAWASHIMA, N., ETO, F., HAGA, N., NAKAZAWA, K. 2008. Evaluation of Postural Control in Quiet Standing Using Center of Mass Acceleration: Comparison Among the Young, the Elderly, and People With Stroke. *Archives of Physical*

*Medicine and Rehabilitation* [online]. 2008, vol. 89, no. 6, pp. 1133-1139 [cit. 2018-02-07].

DOI: 10.1016/j.apmr.2007.10.047. ISSN 00039993. Dostupné z:

<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999308002074>

## Seznam zkratek

ACM – arteria cerebri media

MCT – Motor Control Test

ADL – Activities of Daily Living = každodenní aktivity

AS – Amplitude scaling

atd. – a tak dále

BBS – Bergové balanční škála

BOS – base of support = opěrná báze

CMP – cévní mozková příhova

CNS – centrální nervový systém

COG – centre of gravity = vertikální průmět těžiště do podložky

COP – centre of pressure

CPD – computerized dynamic posturography = počítačová dynamická posturografie

DCL – Directional control

EPE – Endpoint excursion

FAC – Functional Ambulation Category = funkční škála chůze

konst. – konstantní

LOS – Limits of Stability

m. – musculus

MXE – Maximum excursion

p./str. – strana

pp. – strany

př. – příklad

SOT – Sensory Organisation Test

WS – Weight symmetry



## Seznam obrázků

**Obrázek 1** Alternace opěrné báze podle umístění opěrných ploch (Janura et Janurová, 2007, p. 84), str. 17

**Obrázek 2** Příklad působení sil na lyžaře v zatáčce (Janura et Janurová, 2007, p. 85), str. 18

**Obrázek 3** Limity stability (Horak, 2006, p. 9), str. 19

**Obrázek 4** Příklad kotníkové (A) a kyčelní (B) strategie (Horak, 1987, p. 1882), str. 20

**Obrázek 5** Krokové balanční strategie u laterálních perturbací (Hof et Duysens, 2013, p. 302), str. 23

**Obrázek 6** Příklad nastavení pacienta před měřením na posturografu NeuroCom®, str. 32

**Obrázek 7** Hodnoty parametru Weight symmetry před a po terapii, str. 36

**Obrázek 8** Rozdíl průměru parametru Latency paretické dolní končetiny před a po terapii, str. 41

**Obrázek 9** Rozdíl průměru parametru Latency neparetické dolní končetiny před a po terapii, str. 42

**Obrázek 10** Krabicový graf znázorňující změnu parametru Latency paretické dolní končetiny před a po terapii u pacientů po CMP, str. 43

**Obrázek 11** Rozdíl průměru parametru Maximum excursion paretické dolní končetiny před a po terapii, str. 46

**Obrázek 12** Příklad změn limitů stability u pacienta č. 1 s pravostrannou hemiparézou před terapií a po ní, str. 48

**Obrázek 13** Rozdíl průměru parametru Directional control paretické dolní končetiny před a po terapii, str. 50

## Seznam tabulek

**Tabulka 1** Přehled rizikových faktorů pro vznik pádu (Shupert et Horak, 2016, p. 2), str. 12

**Tabulka 2** Základní popisné statistiky testované skupiny pro MCT, str. 34

**Tabulka 3** Základní popisná statistika parametru Weight Symmetry, str. 35

**Tabulka 4** Statistická významnost změn parametru Weight symmetry před a po terapii, str. 37

**Tabulka 5** Statistická významnost změn parametru Weight symmetry před a po terapii zvlášť pro pravostrannou a levostrannou hemiparézu, str. 37

**Tabulka 6** Základní popisná statistika parametru Amplitude scaling, str. 39

**Tabulka 7** Statistická významnost změn parametru Amplitude scaling před a po terapii, str. 39

**Tabulka 8** Základní popisná statistika parametru Latency, str. 40

**Tabulka 9** Statistická významnost změn parametru Latency před a po terapii u paretické dolní končetiny, str. 42

**Tabulka 10** Základní popisné statistiky testované skupiny pro LOS, str. 44

**Tabulka 11** Základní popisná statistika parametru Maximum excurtion, str. 45

**Tabulka 12** Statistická významnost změn parametru Maximum excurtion před a po terapii u paretické dolní končetiny, str. 46

**Tabulka 13** Základní popisná statistika parametru Endpoint excurtion, str. 47

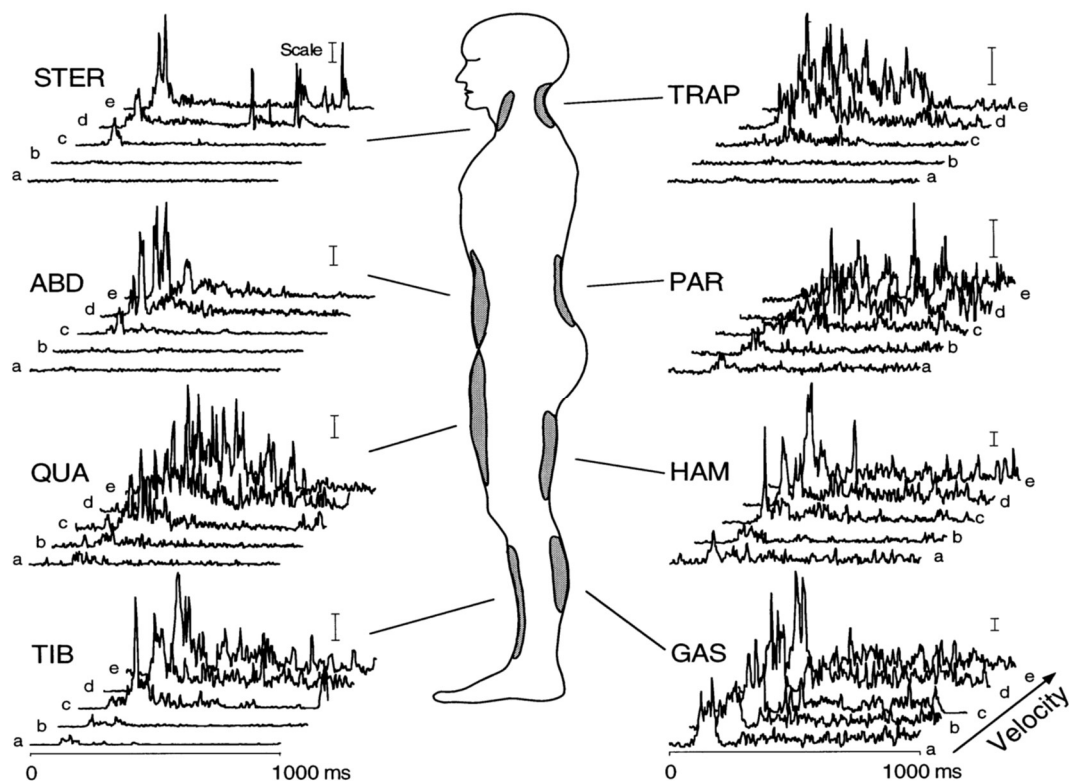
**Tabulka 14** Statistická významnost změn parametru Endpoint excurtion před a po terapii u paretické dolní končetiny, str. 48

**Tabulka 15** Základní popisná statistika parametru Directional control, str. 49

**Tabulka 16** Statistická významnost změn parametru Directional control před a po terapii u paretické dolní končetiny, str. 50

## Přílohy

**Příloha 1** EMG klíčových svalových skupin u kotníkové a kyčelní balanční strategie při translaci podložky dozadu (Runge et al., 1999, p. 165)



**Legenda:** Jednotlivé EMG záznamy jsou z různých rychlostí translace podložky ((a) 15 cm/s; (b) 20 cm/s; (c) 25 cm/s; (d) 32 cm/s; (e) 40 cm/s). Výsledky vlevo představují klíčové svaly podílející se na kyčelní strategii (TIB – m. tibialis anterior; QUA – m. quadriceps femoris; ABD – m. rectus abdominis; STER – m. sternocleidomastoideus) a vpravo podílející se na kotníkové strategii (GAS – m. gastrocnemius; HAM – hamstringy; PAR – paravertebrální svaly; TRAP – m. trapezius).

## Příloha 2 Informovaný souhlas



Fakulta  
zdravotnických věd

### Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: **Predikce rizika pádu u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) na podkladě klinického testování**

Období realizace: duben 2017 - červen 2018

Řešitelé projektu: Bc. Tereza Svobodová, Bc. Jana Tomečková, Mgr. Jiří Stacho.

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás s žádostí o spolupráci získání dat a informací pro výzkumnou část diplomové práce v oboru Fyzioterapie na Fakultě zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci. Studie zhodnocuje posturální kontrolu, posturální zajištění a efekt terapie z hlediska predikce rizika pádu u pacientů po CMP v subakutním stádiu.

Během Vaší hospitalizace na Rehabilitačním oddělení FN Olomouc absolvujete vstupní a výstupní měření, každé měření trvá přibližně 30 minut. Testování probíhá pomocí počítačové posturografie a jejich specifických dílčích testů. Během měření budete vzpřímeně stát s horními končetinami volně podél těla v pohyblivé kabině opatřené pohyblivou plošinou a obrazovkou pro vizuální zpětnou vazbu. Vaše poloha chodidel bude na plošině nastavena jedním z řešitelů projektu. Jednotlivé posturografické testy hodnotí stabilizaci stoje, schopnost reagovat na změnu senzorických vstupů a schopnost volní kontroly pohybu těžiště těla předem definovaným směrem. Proto se během testování bude pod Vámi v různých směrech a rychlostech posunovat/rotovat pohyblivá plošina/kabina, budete přenášet těžiště těla do předem vymezených míst, která se Vám zobrazí na obrazovce, a v určitých situacích budete vyzváni, abyste zavřel/a oči.

Vaše spolupráce na projektu je dobrovolná. Vaše identita zůstane v plné anonymitě, získané hodnoty a informace jsou důvěrné, určené pouze pro potřeby tohoto výzkumného projektu. Z účasti na projektu pro Vás nevyplývají žádná rizika,

jelikož během testování budete opatřen/a bezpečnostní závěsnou vestou. Výsledky Vašich měření Vám mohou být poskytnuty. V případě dotazů týkajících se tohoto projektu se můžete obrátit na jeho řešitele.

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Byl/a jsem seznámen/a s podstatou a účelem výzkumu, který je součástí diplomové práce. 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 zvážit a zeptat se řešitelů projektu na vše, co jsem považoval/a za potřebné vědět. Jsem si vědom/a toho, že mohu od spolupráce výzkumu kdykoli odstoupit a to i bez udání důvodu.

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

Jméno, příjmení řešitele projektu:

Jméno, příjmení účastníka v projektu:

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Podpis:

Podpis:

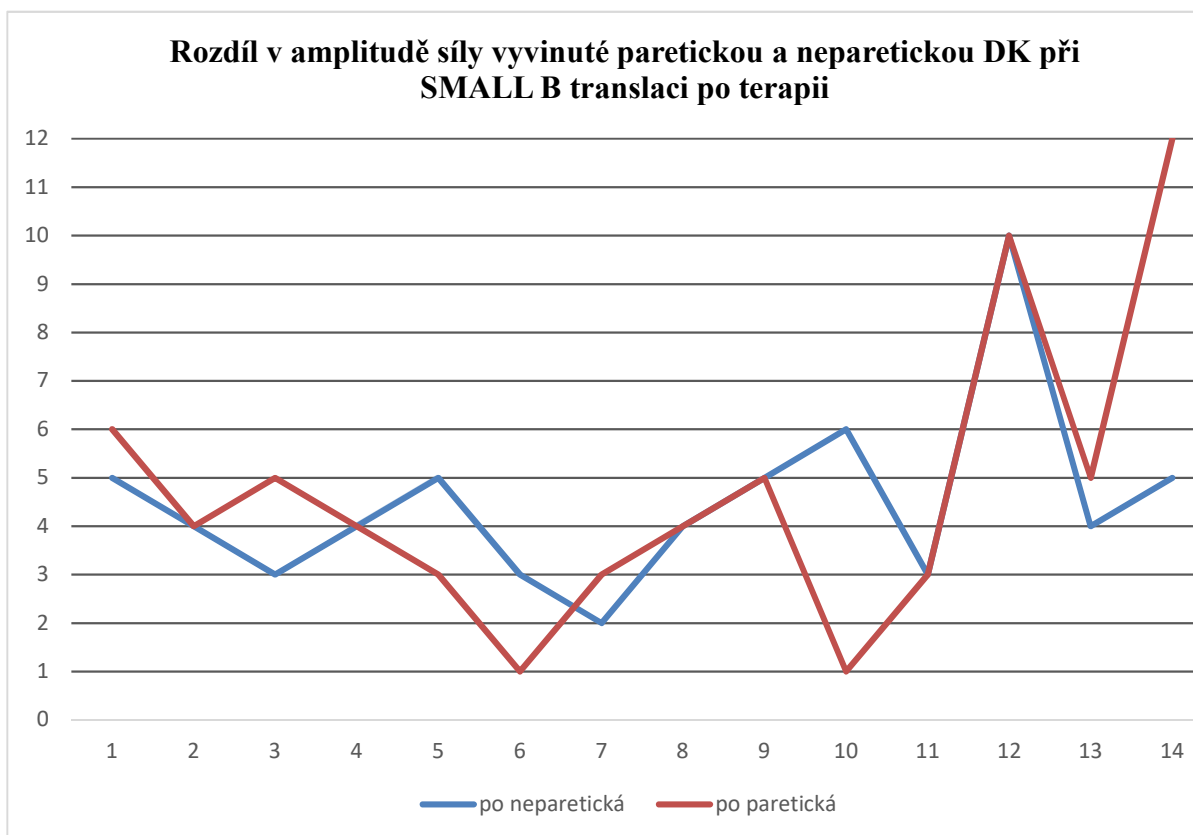
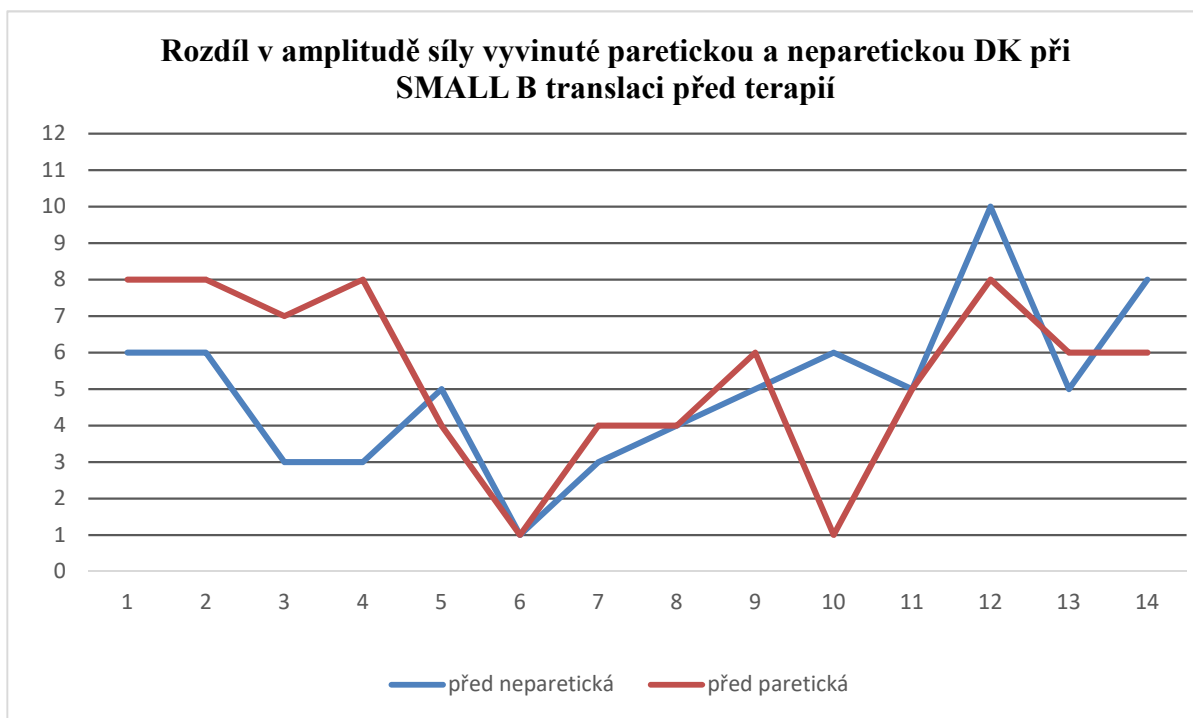
Datum:

Datum:

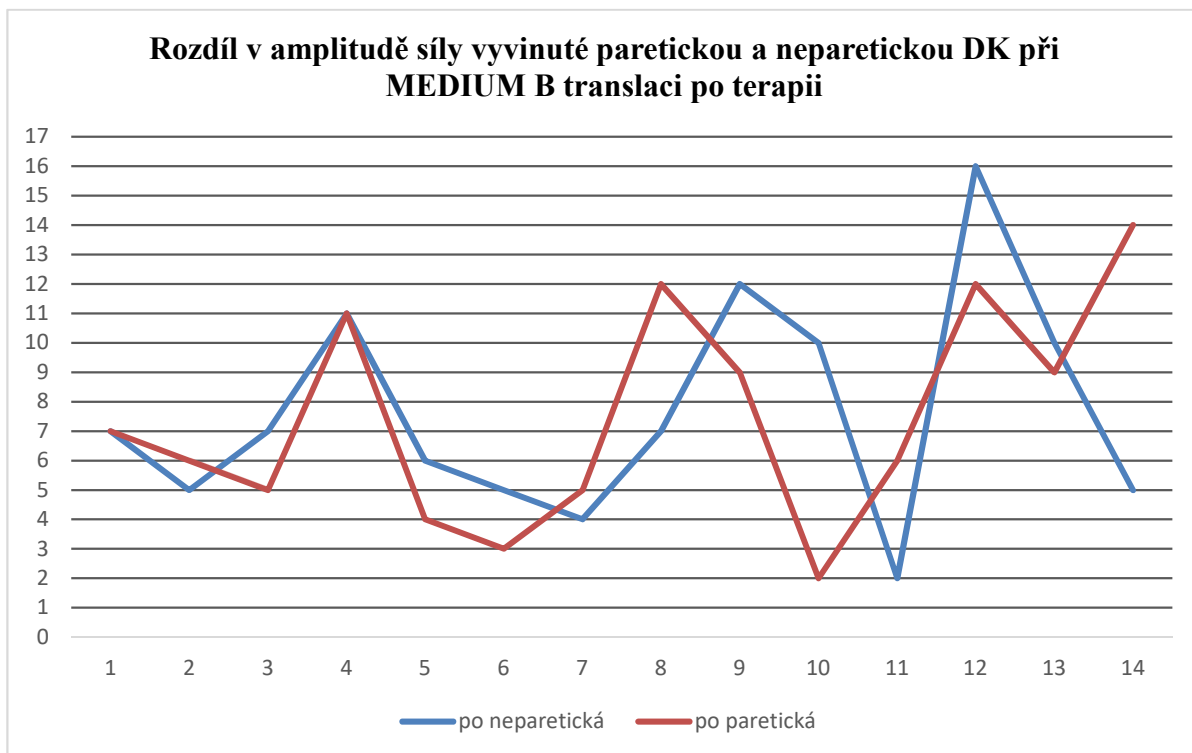
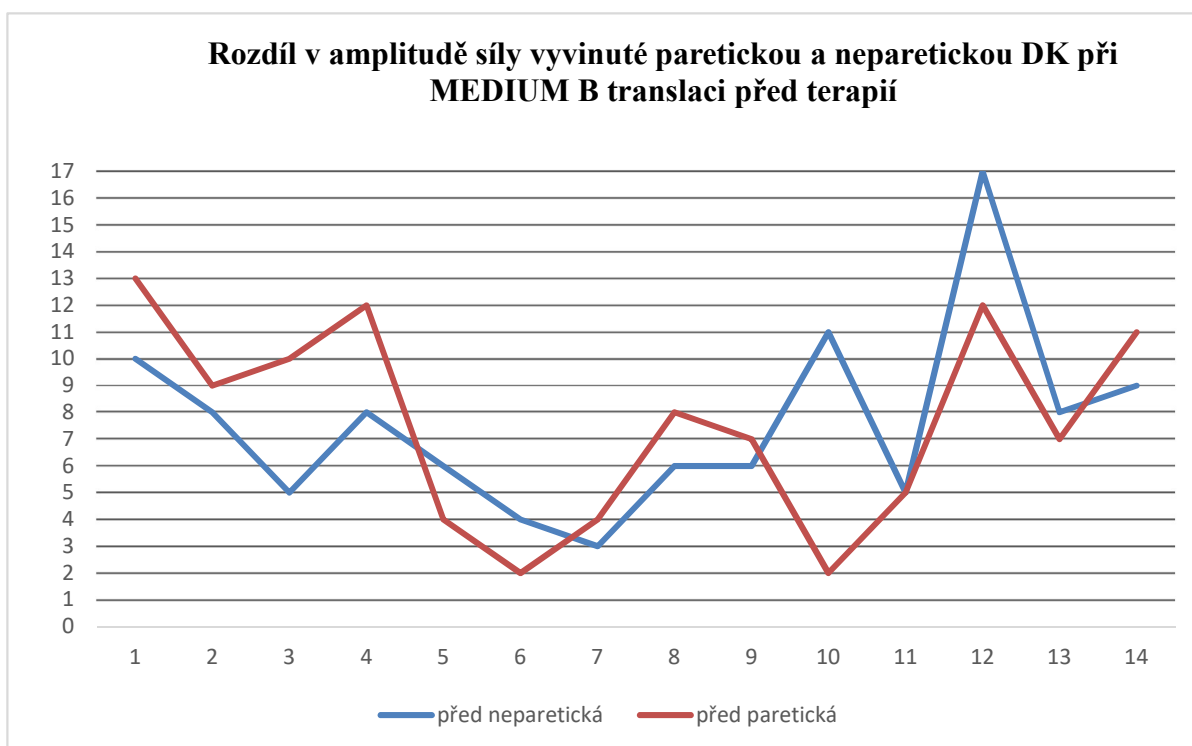
**Příloha 3** FAC (Functional Ambulation Category) škála (Ali, 2010, <http://www.rehabmeasures.org>)

<b>Stupeň</b>	<b>Samostatnost chůze</b>
<b>1</b>	Pacient není schopen chůze, případně potřebuje asistenci 2 a více osob
<b>2</b>	Pacient potřebuje pevnou stálou oporu alespoň 1 osoby, která ho nadlehčuje a pomáhá mu udržet rovnováhu
<b>3</b>	Pacient potřebuje stálou nebo částečnou oporu 1 osoby, aby udržel rovnováhu
<b>4</b>	Pacient vyžaduje pouze verbální dohled případně doprovod při chůzi a není nutná fyzická podpora
<b>5</b>	Pacient dokáže chodit samostatně po rovném povrchu, ale potřebuje dopomoc při chůzi do schodů, po nerovném nebo nakloněném povrchu
<b>6</b>	Pacient chodí samostatně po jakémkoliv druhu povrchu

**Příloha 4** Porovnání rozdílů v amplitudě síly vyvinuté paretickou a neparetickou DK při SMALL B translaci před a po terapii

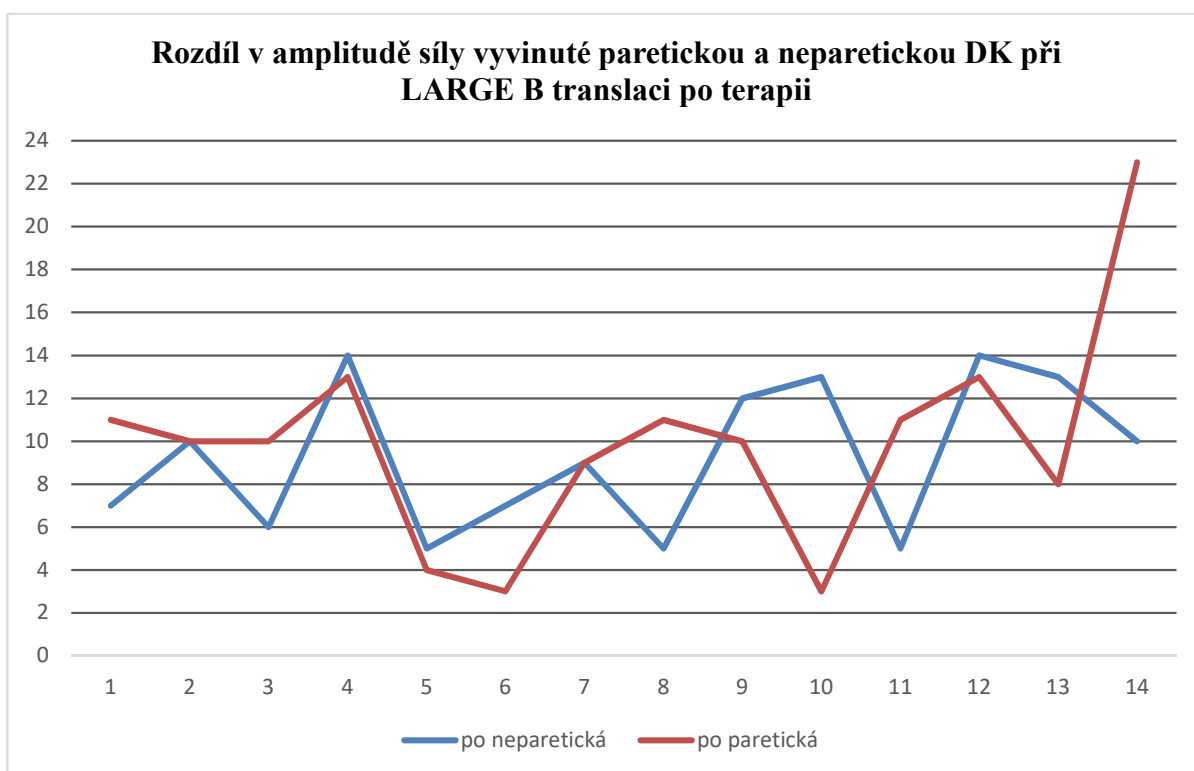
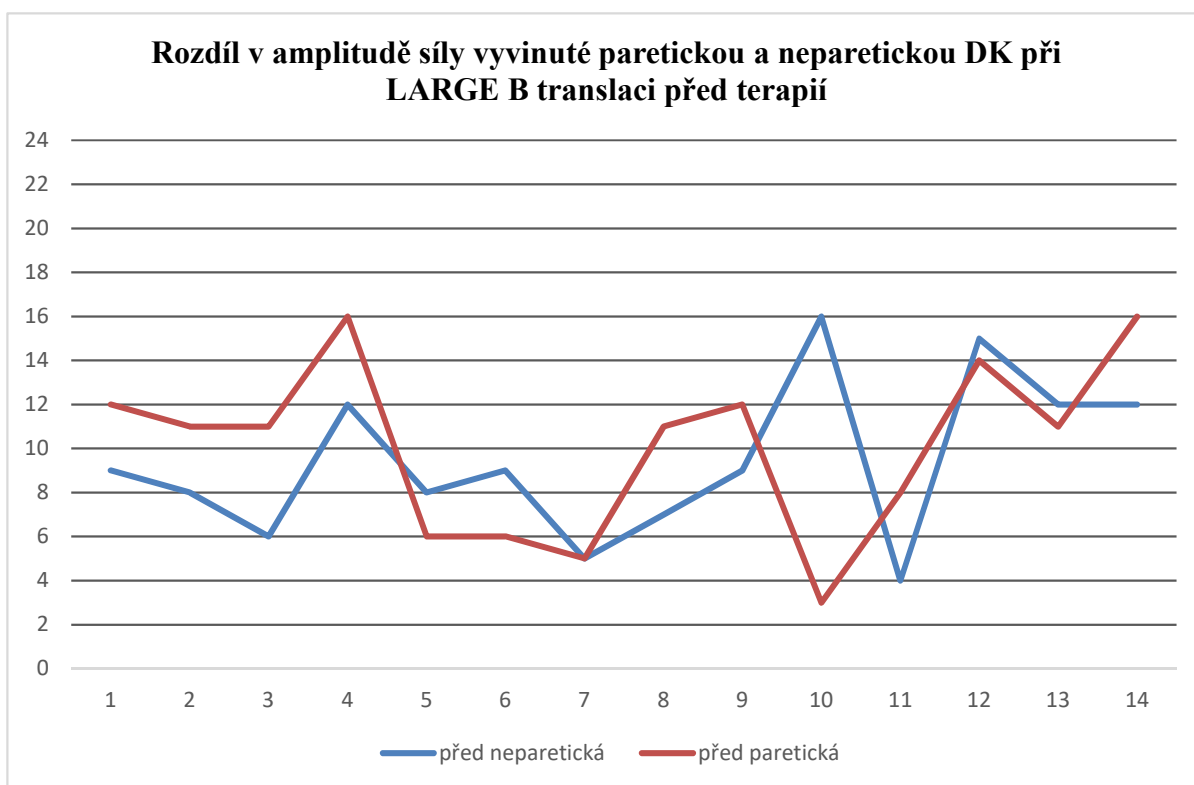


**Příloha 5** Porovnání rozdílů v amplitudě síly vyvinuté paretickou a neparetickou DK při MEDIUM B translaci před a po terapii

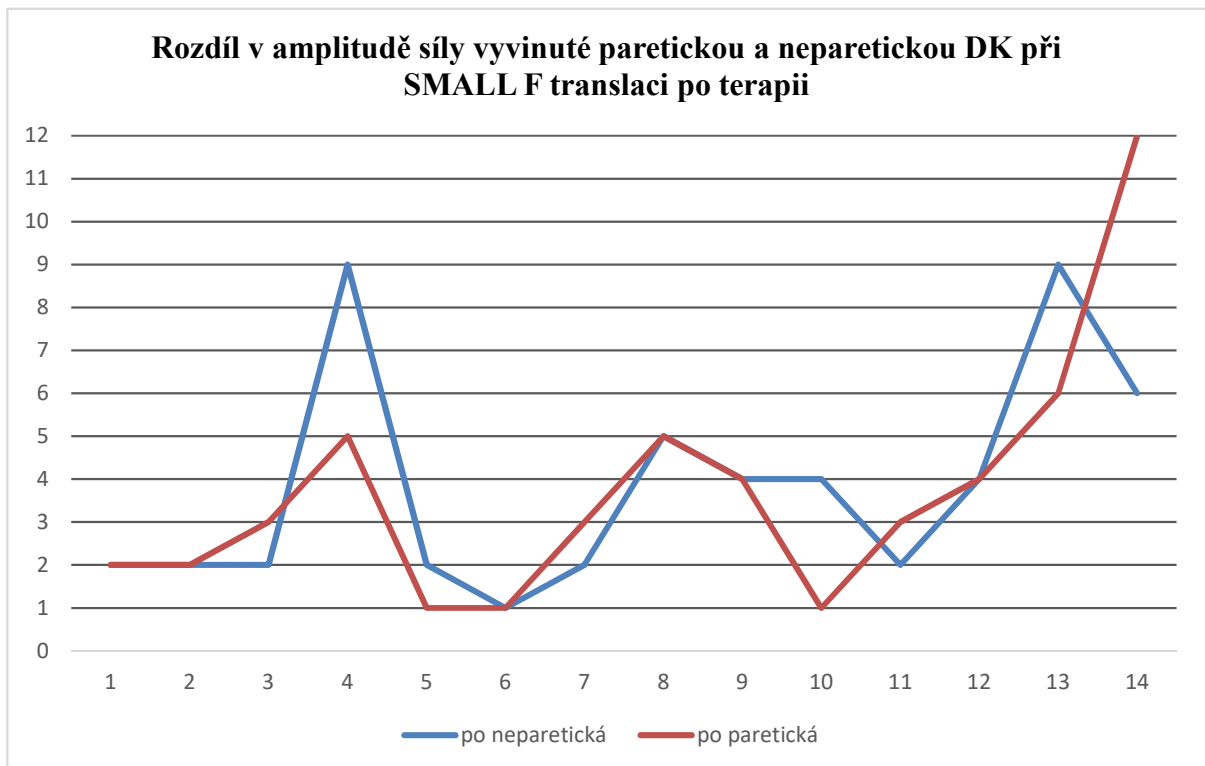
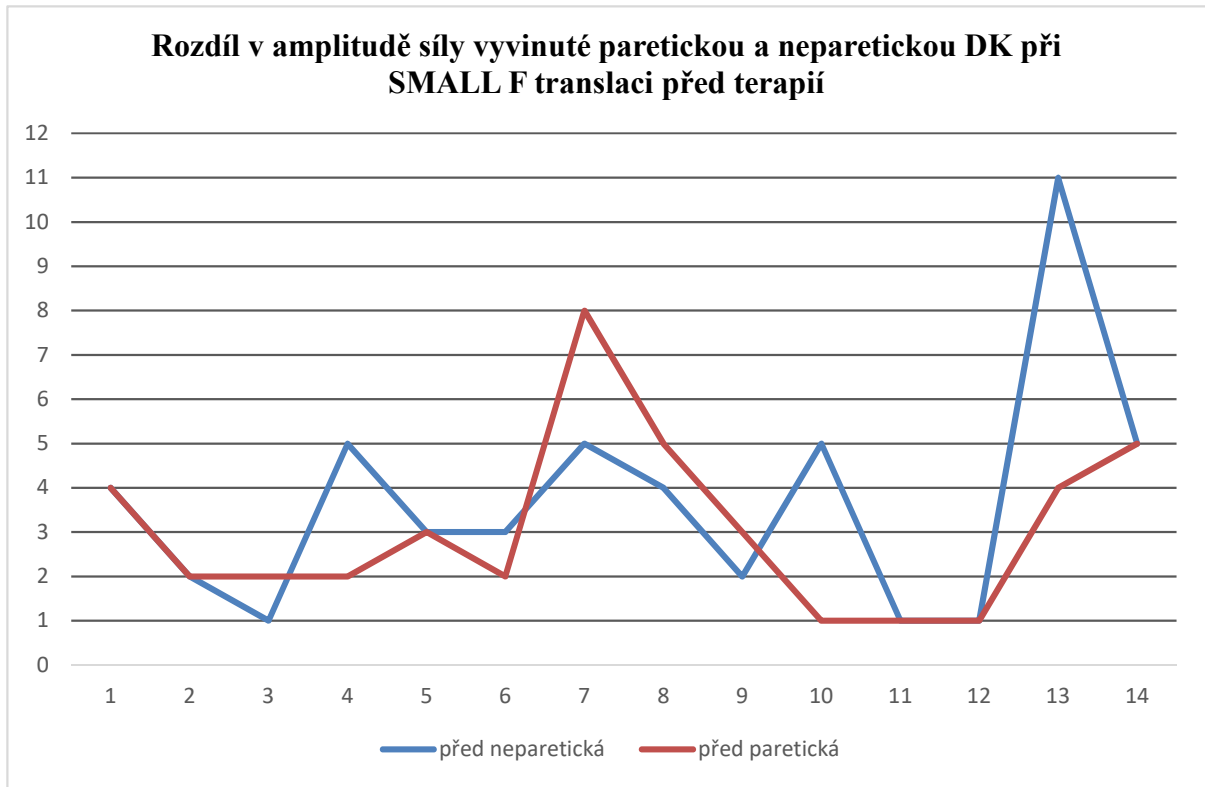




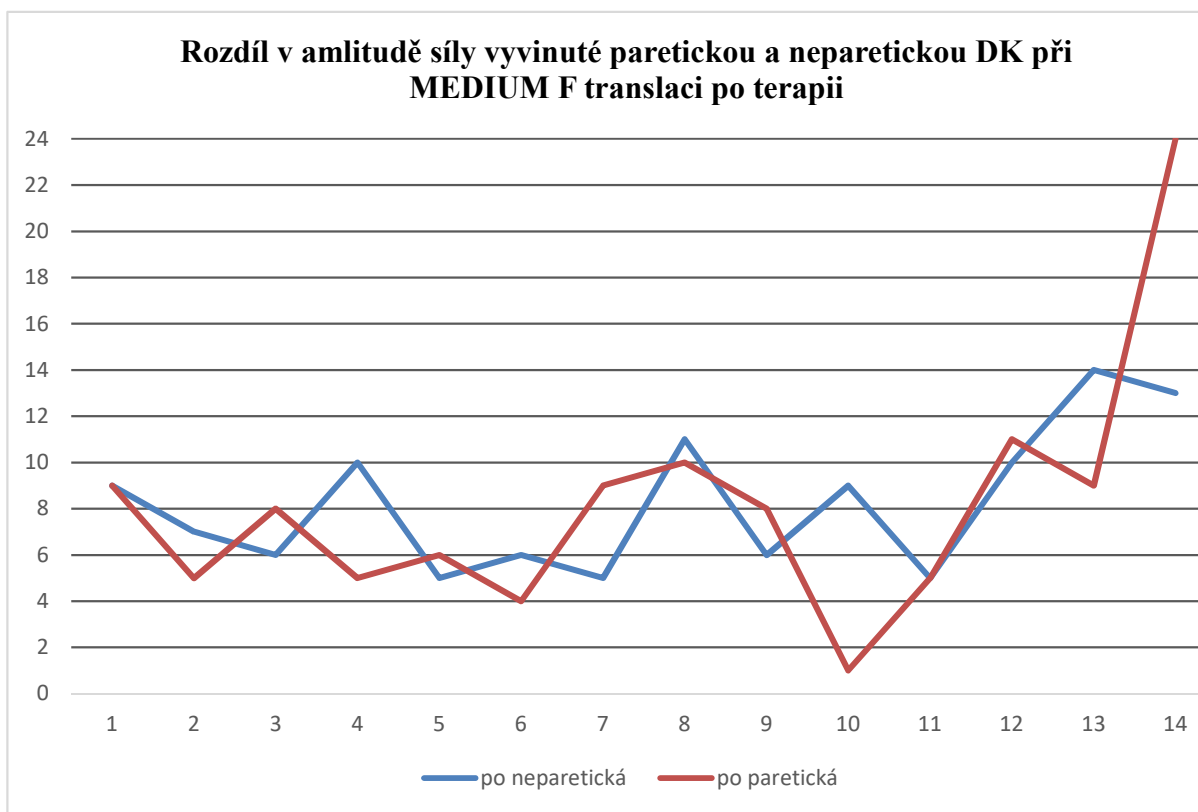
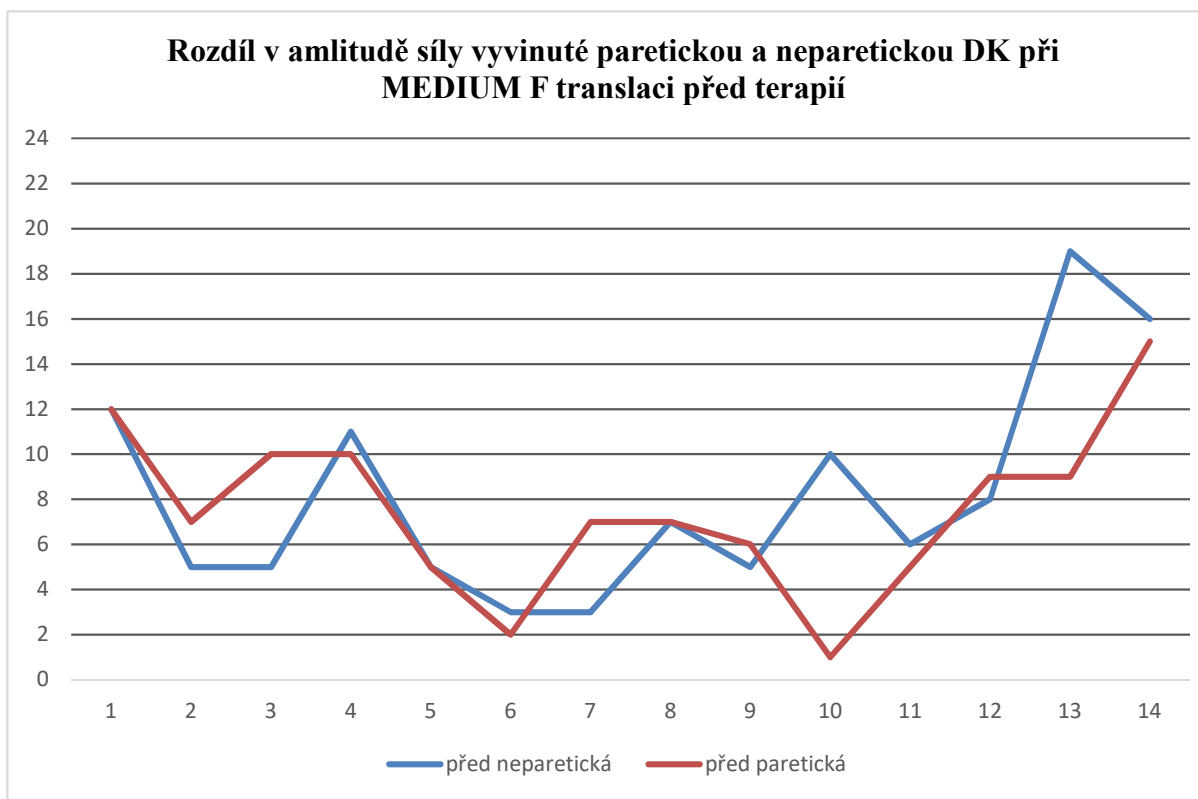
**Příloha 6** Porovnání rozdílů v amplitudě síly vyvinuté paretickou a neparetickou DK při LARGE B translaci před a po terapii



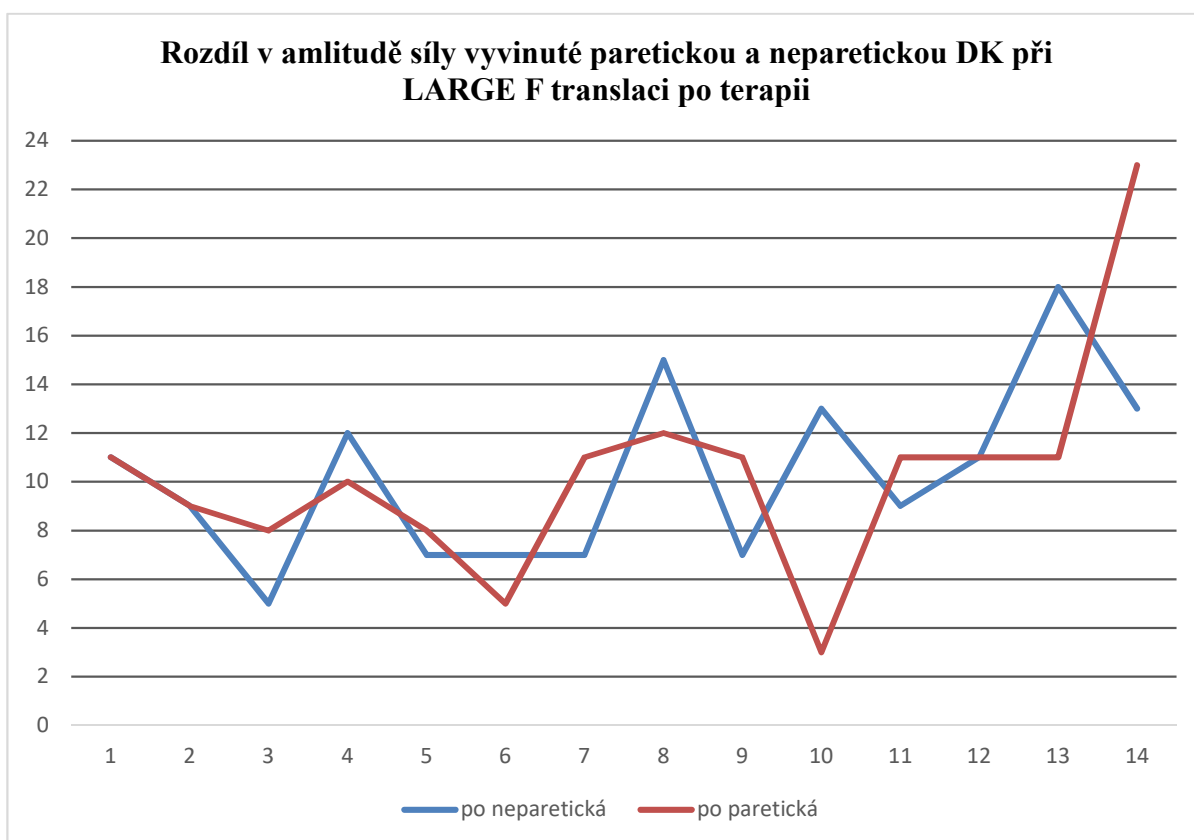
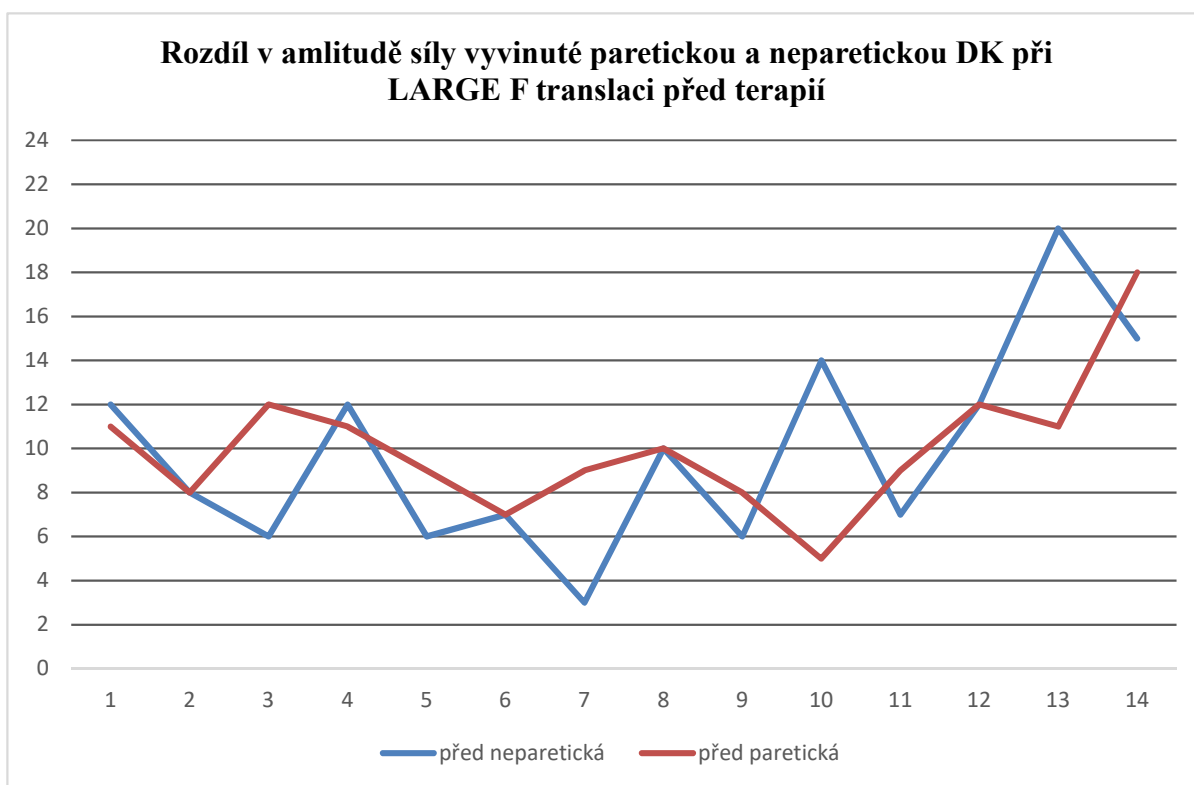
**Příloha 7** Porovnání rozdílů v amplitudě síly vyvinuté paretickou a neparetickou DK při SMALL F translaci před a po terapii



**Příloha 8** Porovnání rozdílů v amplitudě síly vyvinuté paretickou a neparetickou DK při MEDIUM F translaci před a po terapii



**Příloha 9** Porovnání rozdílů v amplitudě síly vyvinuté paretickou a neparetickou DK při LARGE F translaci před a po terapii



**Příloha 10** Tenzometrická plošina posturografu NeuroCom®

