

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav klinické rehabilitace

Bc. Olga Jüstelová

**Hodnocení efektivity rehabilitace u pacientů po cévní mozkové  
příhodě analýzou stoje**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Jiří Stacho

Olomouc 2021

## ANOTACE

**Typ záv re né práce:** Diplomová práce

**Název práce:** Hodnocení efektivity rehabilitace u pacient po cévní mozkové p íhod analýzou stoje

**Název práce v AJ:** The evaluation of efficiency of rehabilitation in patient after stroke by stance analysis

**Datum zadání:** 2020-01-31

**Datum odevzdání:** 2021-07-05

**Vysoká kola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických v d

Ústav klinické rehabilitace

**Autor práce:** Bc. Olga Jüstelová

**Vedoucí práce:** Mgr. Ji í Stacho

**Oponent práce:** Mgr. Hana Haltmar

### Abstrakt v J:

**Úvod:** U pacient po cévní mozkové p íhod je obvykle naru ená posturální kontrola. Posturální kontrola p edstavuje schopnost jedince udržovat, dosahovat a obnovovat posturální stabilitu b hem provád ných úkol v r zných podmínkách a adekvátn reagovat na jejich zm ny tak, aby nedo lo k naru ení rovnováhy a riziku pádu. Úsp ná rehabilitace vede ke zlep ení posturálních funkcí a rovnováhy u t chto pacient . To s sebou p íná í v t í nezávislost v každodenním flivot pacienta.

**Cíle:** Cílem práce je ur it, zda má vizuální vstup významnou roli pro udržení rovnováhy u pacient po cévní mozkové p íhod . Hlavním cílem práce je zjistit, zda parametry Average Forces, COP path length, 95% confidence ellipse area a COP average velocity jsou vhodné pro hodnocení efektivity rehabilitace u pacient po cévní mozkové p íhod .

**Metodika:** Studie se zú astnilo 8 proband (6 mufl , 2 fleny) s pr m rným v kem 59,75 let ( $\pm 9,5$ ). Probandi byli v subakutním stádiu po cévní mozkové p íhod v povodí arteria cerebri media. Testovaná byla situace ve vzp ímeném stoju bez opory horních kon etin s otev enými a zav enými o ima. K m ení byla vyuffitá plo ina Zebris FDM-T Medical GmbH a hodnoceny byly parametry Average Forces, COP path length, 95% confidence ellipse area a COP average velocity. Byla provedena dv m ení (p ed a po rehabilitaci).

**Výsledky:** Při výstupním měření parametry COP path length a COP average velocity ukázaly významné snížení rovnováhy při zavřených očích. Během výstupního měření dosáhly téměř všechny hodnocené parametry lepší výsledky v porovnání se vstupním měřením, výjimkou byly parametry COP average velocity při otevřených i zavřených očích a COP path length při zavřených očích. Lepší výsledky parametrů však nedosáhly signifikantních hodnot.

**Závěr:** Pacienti po cévní mozkové příhodě se více spoléhají na vizuální vstup, mechanismus závislosti na zrakových informacích však není jednoznačný. Symetrické rozložení váhy, snížení hodnot parametrů COP path length a COP average velocity po probíhající rehabilitaci reflektuje lepší posturální funkce a rovnováhu jedince.

### **Abstrakt v AJ:**

**Introduction:** Postural control is often disturbed in patients after stroke. Postural control represents an ability of individual to maintaining, achieving and restoring postural stability during tasks in different environments and adequately responds to their changes as not to disturb their balance and to prevent the risk of fall. Successful rehabilitation leads to improvement in postural functions and balance in these patients. This brings increased independence in the patient's daily life.

**Aims:** The aim of this thesis is determined if visual input has an important role for keep balance in patients after stroke. The main aim of this thesis is discovered if parameters Average Forces, COP path length, 95% confidence ellipse area and COP average velocity are suitable for the evaluation of efficiency of rehabilitation in patients after stroke.

**Methods:** Eight probands (6 men, 2 women) with mean age 59,75 years ( $\pm 9,5$ ) were involved in the study. The probands were in subacute stage after stroke in the basin of the middle cerebral artery. The situation was tested in upright stance without support of upper limbs with open and closed eyes. For measuring was used platform Zebris FDM-T Medical GmbH and evaluate parameters were Average Forces, COP path length, 95% confidence ellipse area and COP average velocity. Two measuring were accomplished (pre and post rehabilitation).

**Results:** In the post rehabilitation measuring the parameters COP path length a COP average velocity showed significant decrease of balance with eyes closed. During the post rehabilitation measuring almost all parameter accomplished better results than in pre rehabilitation measuring except of parameters COP average velocity with eyes opened and closed and COP path length with eyes closed. However, better results of parameters did not reach significant values.

**Conclusion:** Patients after stroke more rely on visual inputs, mechanism of dependence on visual information is not unambiguous. Weight-bearing symmetry, decreased values

of the parameters COP path length and COP average velocity after rehabilitation reflect to improvement in postural functions and balance of individual.

**Klí ová slova:** posturální kontrola, posturální funkce, rovnováha, cévní mozková p íhoda, rehabilitace

**Keywords:** postural control, postural functions, balance, stroke, rehabilitation

**Rozsah:** 96 stran/ 16 p íloh

Prohlá-uji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatn a pouflila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 5. ervence 2021

-----

podpis

### **Podkování**

Chtěl bych podkovat panu Mgr. Jiřímu Stachovi za odborné vedení při psaní této diplomové práce. Dále pak Mgr. Kateřině Langové, Ph.D. za konzultaci při statistickém zpracování dat. V neposlední řadě děkuji rodině, partnerovi a přátelům za jejich obrovskou podporu nejen při psaní této diplomové práce, ale po dobu celého studia.

# Obsah

Úvod.....	9
1 Pohled teoretických poznatk .....	11
1.1 Posturální kontrola.....	11
1.1.1 Základní terminologie .....	11
1.1.2 Biomechanické aspekty posturální kontroly.....	11
1.1.3 Senzorické strategie.....	12
1.1.4 Pohybové strategie .....	13
1.1.5 Kognitivní zpracování .....	15
1.1.6 Percepce vertikály .....	16
1.1.7 Patologie posturální kontroly u pacientů po CMP .....	16
1.1.8 Pády u pacientů po CMP .....	18
1.2 Hodnocení posturálních funkcí klinickými testy.....	20
1.3 Hodnocení posturálních funkcí laboratorními přístroji .....	22
1.3.1 Statická posturografie.....	23
1.3.2 Dynamická posturografie .....	23
1.3.3 Tlakové plošiny.....	24
1.3.4 Inerciální nositelné snímače (WIS).....	24
1.4 Rehabilitace posturálních funkcí.....	25
1.4.1 Bobath koncept .....	26
1.4.2 Balanční trénink.....	27
1.4.3 Task-oriented trénink .....	28
2 Cíle práce a hypotézy .....	30
2.1 Výzkumné otázky a hypotézy .....	30
3 Metodika.....	32
3.1 Charakteristika zkoumaného souboru.....	32
3.2 Postup měření.....	33

3.3	Statistické zpracování dat .....	34
4	Výsledky.....	35
4.1	Výsledek výzkumné otázky . 1.....	35
4.2	Výsledek výzkumné otázky . 2.....	39
5	Diskuze.....	44
5.1	Diskuze k v decké otázce . 1.....	45
5.1.1	Význam vizuálního vstupu u pacient po CMP .....	45
5.1.2	Mechanismus vedoucí k nadměrnému spolehání na vizuální informace.....	47
5.1.3	Terapie s využitím vizuální deprivace .....	49
5.2	Diskuze k v decké otázce . 2.....	50
5.2.1	Asymetrické zatížení DKK u pacient po CMP .....	50
5.2.2	Analýza posturografických parametr plošiny Zebris .....	54
5.3	Prínos pro praxi .....	57
5.4	Limity studie .....	58
Závěr	.....	60
Referenční seznam	.....	61
Seznam zkratk	.....	82
Seznam obrázk	.....	83
Seznam příloh	.....	84
Seznam tabulek	.....	85
Přílohy	.....	86



# Úvod

Cévní mozkovou příhodu (CMP) charakterizuje Světová zdravotnická organizace jako rychle se rozvíjející klinické příznaky ústředné nebo celkové poruchy mozkové funkce, které trvají déle než 24 hodin nebo vedou ke smrti, bez žádné jiné zjevné příčiny než cévní (Herzig et Vlachová, 2007, s. 27). CMP je druhou nejvyšší příčinou úmrtí na světě (Wijesundera et al., 2020, s. 2; Donkor, 2018, s. 1).

U pacientů po CMP dochází k porušení posturálních funkcí, které negativně ovlivňují jejich posturální kontrolu a rovnováhu. Zhoršená posturální kontrola má multifaktoriální charakter, podílí se na ní mimo jiné postižení smyslových orgánů, nesprávné zpracování, vyhodnocení a adekvátní reakce centrální nervové soustavy (CNS) na poskytnuté informace z periferie, také poškození motorických schopností a kognitivní deficity (Horak, 2006, s. 8-10; Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1215-1217).

Rehabilitace se u těchto pacientů zaměřuje na zlepšení posturální kontroly ve statických a později v dynamických úkolech (Morone, Iosa et Paolucci, 2018, s. 187). Snaží se přivést jedince na návrat do každodenního života, zahrnuje prvky například task-oriented a dual-task tréninku (Thielman, Dean et Gantile, 2004, s. 1613; Kim et al., 2012, s. 519). Jejím cílem je v co největší míře podpořit variabilitu motorického provedení daného úkolu, aby došlo k zamezení vytvoření stereotypních motorických schém, která by při změně podmínek mohla být nedostatečná a hrozilo by riziko pádu (Khallaf, 2020, s. 2). Úspěšná rehabilitační léčba by měla zlepšit rovnovážné schopnosti jedince, snížit riziko pádu, tím podpořit větší nezávislost jedince v jeho každodenních činnostech (ADL – activity of daily living) a zvýšit jeho sebevdomí (Tyson et al., 2006, s. 34-35; Tyson et Selley, 2009, s. 866-867).

Téma této diplomové práce je zhodnocení efektivity rehabilitace u pacientů po CMP na základě posturografických parametrů během klidného, vzpřímeného stoje. Teoretická část shrnuje základní informace o posturální kontrole a její patologii u pacientů po CMP. Dále popisuje možnosti testování posturálních funkcí klinickými testy a přístrojovou technikou. Na závěr uvádí, které typy terapií zaměřených na zlepšení posturálních funkcí.

Praktická část se věnuje děležitosti vizuálního vstupu pro posturální kontrolu u pacientů po CMP. Dále se snaží objektivizovat vliv probíhající terapie na posturální funkce jedince na základě změny hodnot testovaných parametrů. Diskuze pak shrnuje informace z dostupných studií na dané téma a porovnává je s výsledky této práce.

Pro získání informací k dané problematice byly použity především zahraniční zdroje, vyhledávané v databázích elektronických informací – UP, Google Scholar, PubMed,

ResearchGate a ScienceDirect. Dalším zdrojem informací byla odborná knižní literatura, převážně v anglickém jazyce. Pro tuto diplomovou práci bylo využito 168 zdrojů. Vyhledávání probíhalo v období od ledna 2020 do června 2021, na základě klíčových slov: posturální kontrola (postural control), posturální funkce (postural functions), rovnováha (balance), cévní mozková příhoda (stroke), rehabilitace (rehabilitation).

# 1 Přehled teoretických poznatků

## 1.1 Posturální kontrola

Posturální kontrolu lze definovat jako motorickou dovednost, která je nutná k udržení rovnováhy jedince. Díky správné funkci posturální kontroly je jedinec schopen udržet určitou pozici (např. sed, stoj), zvládne provádět cílené pohyby bez rizika pádu a dokáže adekvátně reagovat na externí perturbace (klopýtnutí, uklouznutí, působení tlaku). Je výsledkem interakce senzomotorických procesů a podílí se na ní více klíčových systémů, které budou popsány dále (Pollock et al., 2000, s. 403-404; King, Judge et Wolfson, 1994, s. 258; Berg, 1989, s. 304; Horak, 2006, s. 8).

### 1.1.1 Základní terminologie

**Postura** označuje aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, kdy v bídném životě má největší význam síla tíhová. Je zajištěná především svalovou aktivitou řízenou CNS (Kolář, 2009, s. 38).

**Posturální stabilita** označuje kontinuální zaujímání statické pozice (vzpřímený stoj, sed atd.) tak, aby nedošlo k nezamýšlenému pádu. Podmínkou stability při statických pozicích je neustálé promítání tělesa do opěrné báze, nikoli však do opěrné plochy (Kolář, 2009, s. 39).

**Opěrná plocha** označuje část podlahy, která je přímo v kontaktu s tělem (Kolář, 2009, s. 39; Vašek et Vašková, 2009, s. 119-120).

**Opěrná báze (BS nebo base of support)** označuje plocha, která je dána opěrnými plochami a prostorem mezi nimi (Kolář, 2009, s. 39; Vašek et Vašková, 2009, s. 120).

**Těžiště (COM nebo center of mass)** označuje hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna celková hmotnost tělesa. Projekce COM do BS se pak označuje jako **center of gravity (COG)** (Bizovská et al., 2017, s. 21; Vašek et Vašková, 2009, s. 120).

**Center of pressure (COP)** označuje místo, kde působí vektor výsledné reakční síly podlahy (Bizovská et al., 2017, s. 21; Vašek et Vašková, 2009, s. 120).

### 1.1.2 Biomechanické aspekty posturální kontroly

Mezi biomechanické aspekty řadíme velikost a kvalitu BS, dále svalovou sílu, rozsahy pohybů v kloubech, svalový tonus, počet stupňů volnosti atd. Všechny tyto prvky ovlivňují

limity stability jedince. Limity stability označují oblast, po které může jedinec pohybovat své COM, aniž by musel změnit BS i narušit svou rovnováhu. Pro posturální kontrolu je potřeba, aby byly pohyby jedince prováděny právě v těchto limitech. Limity nejsou fixní, upravují se dle daného úkolu nebo prostředí. Při vzpřímeném postoji mají limity stability podobu kuflele. Díky informacím ze smyslových orgánů si CNS dokáže vytvořit vnitřní reprezentaci tohoto kuflele. Jakékoli negativní působení zmíněných biomechanických aspektů, například přítomnost bolesti i zkrácená vnitřní reprezentace v CNS může velikost tohoto kuflele zmenšit. To ovlivní rovnováhu jedince a také strategie, které využije pro její udržení nebo znovunabytí (Horak, 2006, s. 8; Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1216).

### 1.1.3 Senzorické strategie

Pro udržení posturální kontroly se uplatňují tři hlavní sensorické systémy: vizuální, vestibulární a somatosenzorický (Horak, 2006, s. 9).

Vizuální informace lze snadno modifikovat otevřením a uzavřením očí. Prosté uzavření očí zvyšuje titubace těla i u zdravých jedinců. Snížená ostrost zraku také negativně ovlivňuje rovnováhu, jedná se o lineární vztah (Nardone et Turcato, 2018, s. 5; Schmid et al., 2008, s. 1089).

Vestibulární informace jsou z otolotických orgánů a polokruhovitých kanálků aferentní cestou přiváděny do vestibulárních jader. Ty jsou nervovými drahami spojené s vestibulocerebellární krou a hlubokými mozečkovými jádry (Nardone et Turcato, 2018, s. 7; Green et Angelaki, 2009, s. 197).

Receptory somatosenzorického systému podílející se na posturální kontrole jsou proprioceptory a koflní mechanoreceptory. Mezi proprioceptory řadíme svalová vlákna, Golgiho vlákna a kloubní receptory. Pro udržování posturální kontroly jsou velmi důležité informace z proprioceptorů z dolních končetin (DKK), zejména v okolí hlezenních kloubů (Nardone et Turcato, 2018, s. 5-6). Významnou roli hrají rovněž informace z proprioceptorů v krční oblasti. Ty mají důležité spojení nejen s vestibulárním a vizuálním systémem, ale i dalšími oblastmi CNS (Nardone et Turcato, 2018, s. 7). Somatosenzorické informace důležité pro posturální kontrolu poskytují také koflní mechanoreceptory. V případě vzpřímeného stoje na pevném povrchu, bez opory horních končetin (HKK), jde hlavně o mechanoreceptory v ploskách DKK (Meyer, Oddsson et Luca, 2004, s. 526-536). To, že se proprioceptory i koflní mechanoreceptory podílejí na posturální kontrole dokazuje skutečnost, že v případě lehkého dotyku jedince o pevný bod (například ze stěny), dojde k snížení titubací těla jedince. Sníží se také amplituda aktivity svalů DKK i reakci na perturbace.

K této fenomén může docházet dokonce i při samotném dotyku, jifi při myšlence jedince (Albertsen, Temprado et Berton, 2012, s. 428; Martinelli et al., 2015, s. 1408; Nardone et Turcato, 2018, s. 6).

Díky senzoričké integraci těchto senzoričkých vstupů dostává tělo komplexní informace z periferie. Senzoričká integrace je schopnost mozku přijímat, zpracovat, tědit a organizovat přicházející podněty ze senzoričkých systémů a adekvátně je využít pro udržení rovnováhy v dané situaci (Horak, 2006, s. 9; Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1215-1216). Její správná funkce je nezbytná pro posturální úkoly. Podílí se na vzniku posturálních reakcí s ohledem na úroveň kognitivních schopností i na základní zkušenosti jedince na možnou perturbaci (Jacobs et Horak, 2007, s. 1345; Nardone et Turcato, 2018, s. 9). Je ovlivněna výššími kognitivními procesy, jako je pozornost nebo emoce jedince (Nardone et Turcato, 2018, s. 9).

V situaci, kdy nejsou k dispozici informace z jednoho senzoričkého systému, nejen kvůli pokolení, lze udržet rovnováhu díky redundanci informací ze zbývajících systémů. Jedná se o kompenzační jevy. Dochází k tzv. senzoričkému reweightingu, který má za úkol udržet rovnováhu navzdory zmíněné absenci i alteraci daného aferentního vstupu. Pokud není jedinec této kompenzace schopný, zvyšuje se u něho pravděpodobnost pádu (Pasma et al., 2014, s. 158-159). Při stožení na pevném povrchu v dobře osvětleném prostředí poskytuje 70 % informací somatosenzoričký systém, 20 % vestibulární a 10 % vizuální. Pokud se v takové situaci a podmínkách změní, může dojít k tomu, že informace z vestibulárního, popřípadě z vizuálního systému se stanou pro CNS relevantnějšími (Horak, 2006, s. 9; Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1215-1216).

#### **1.1.4 Pohybové strategie**

Dle Horak (2006, s. 8) se na pohybových strategiích podílejí automatické posturální reakce (prediktivní, reaktivní) nebo volní posturální motorika.

##### **a) Automatické posturální reakce**

Automatické posturální reakce poskytují nejrychlejší odpověď na vzniklé perturbace. Latence odpovědi je kratší než při volní posturální reakci (Weerdesteyn, Laing et Robinovitch, 2008, s. 579; Horak, Henry et Shumway-Cook, 1997, s. 521). Při automatické posturální reakci jsou v těle, ne však výlučně, aktivovány jako první svaly v blízkosti axiálního systému, tudíž svaly trupu a kolenních kloubů, před distálními svaly. Pokud je třeba, může být také aktivován programovaných synergií získat odlišný časoprostorový vzor, může dojít k oddálení aktivace trupového svalstva, například před svaly v oblasti hlezenních kloubů. Tento fenomén

lze vidět třeba při kotníkové strategii, která bude popsána dále (Horak, Henry et Shumway-Cook, 1997, s. 521).

Reakce jsou flexibilní a vztahují se na daný úkol na základě sensorických informací specifických pro každou podmínku. Záleží kupříkladu na výchozí poloze těla, typu podložky i na vlastnostech sensorických podnětů vyvolávajících posturální reakci (Horak, Henry et Shumway-Cook, 1997, s. 523).

Automatické posturální reakce mohou být prediktivní (anticipativní) nebo reaktivní (kompenzativní), popřípadě se může jednat o kombinaci obou (Nardone et Turcato, 2018, s. 10).

Prediktivní reakce jsou generovány CNS předtím, než dojde k perturbaci vyvolanou externím nebo zamyšleným pohybem jedince. Například při rychlém zvednutí páří, díky prediktivní reakci, dojde k udržení COM nad BS. Tyto reakce lze různě modulovat. Pokud se jedinec lehce dotkne pevného bodu, prediktivní reakce se sníží. Taktéž v situaci, kdy má jedinec pocit, že není vystaven žádné perturbaci, jsou prediktivní reakce v DKK výrazně sníženy (Nardone et Turcato, 2018, s. 10-11).

Reaktivní posturální reakce zajišťují obnovení pozice COM při neočekávaných a nekompensovaných externích perturbacích. Při neočekávané perturbaci dojde k posunutí COM, v tu chvíli, na základě sensorické integrace dojde k aktivaci předprogramovaných vzorů (synergií), které mají za úkol udržet rovnováhu jedince. Reaktivní posturální reakce jsou ovlivněny směrem a velikostí perturbace, velikostí a kvalitou BS, prostředím a mimo jiné také předchozími zkušenostmi a záměrem jedince. Pro udržení rovnováhy jedince může reaktivní posturální reakce vyvolat pohybovou strategii, která je tzv. fixed support (BS se nezmění) nebo tzv. change in support (změna BS). Při udržení stability v anteroposteriorním i mediolaterálním směru se vyvíjejí odlišné pohybové strategie (Pollock et al., 2000, s. 404; Horak, Henry et Shumway-Cook, 1997, s. 519; Maki et McIlroy, 1997, s. 489).

Stabilitu v **anteroposteriorním směru** zajišťují 3 strategie: kotníková, kyčelní a kroková (Horak, 2006, s. 9).

Kotníková strategie patří do kategorie fixed support. Během této strategie se tělo pohybuje jako obrácené kyvadlo. Je vyvíjena v situaci, kdy člověk stojí na pevném povrchu a v případě, kdy je k udržení rovnováhy potřeba jen malých pohybů (Horak, 2006, s. 9). Pohyb probíhá primárně v hlezenních kloubech. Aby jedinec mohl vyvíjet kotníkovou strategii, nesmí mít omezený rozsah pohybu a sníženou svalovou sílu v oblasti hlezenních kloubů. Zapojení aktivity svalů probíhá v distoproximálním směru (Shumway-Cook et Woollacott, 2012, s. 172-173).

Ky elní strategie je taktéř fixed support a hlavní pohybová aktivita je generována v ky elních kloubech, aby mohlo dojít k rychlému posunu COM. Je vyuffívána v momentech úzké BS, m kké podlořky, kdy není možné vyvinout dostate ný pohyb v hlezenních kloubech (Horak, 2006, s. 9). V ky elních kloubech je generován velký a rychlý pohyb, zatímco v hlezenních kloubech dochází k protirotaci pohybu. Aktivace sval probíhá v proximodistálním sm ru (Shumway-Cook et Woollacott, 2012, s. 173).

Kroková strategie je na rozdíl od předchozích dvou change in support. Je pouřívána v situaci, kdy není nezbytn nutné udržovat nezm n nou BS a pro jedince je tedy výhodné ud lat krok pro obnovení stability. Vyuffívá se také p i ch zi, kde díky aktivit sval DKK dojde k asymetrickému zatíření kon etin za ú elem p esunout BS b hem pohybu COM (Horak, 2006, s. 9; Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1217). Kroková strategie je vyuffívána i v moment , kdy předchozí dv strategie byly pro obnovení rovnováhy nedostate né (Shumway-Cook et Woollacott, 2010, s. 173-174).

K udržení rovnováhy v **mediolaterálním sm ru** dochází p edev-řm díky ky elní strategii. V DKK v mediolaterálním sm ru dochází jen k malým pohyb m v hlezenních a kolenních kloubech, hlavní pohyb se tedy d je v kloubech ky elních. Dochází k laterálnímu pohybu pánve a aktivit abduktor ky elních kloub stojné dolní kon etiny (DK) a adduktor kontralaterální DK. A koli se hlavní pohyb d je v ky lích, na externí perturbaci reaguje jako první svým pohybem hlava, poté trup, ky elní klouby, a nakonec hlezenní klouby. Aktivace sval probíhá v proximodistálním sm ru a pohyb hlavy se d je v opa ném sm ru neřli v kotnících (Shumway-Cook et Wollacott, 2012, s. 176).

#### **b) Volní posturální pohyby**

Volním posturálním pohyb m předchází nastavení postury, které je korigováno automatickými posturálními reakcemi. Volní posturální pohyby mají del-ř latenci motorické odpov di na perturbace neřli automatické posturální reakce. asoprostorová organizace volní odpov di je podobná t m automatickým. A koli jsou volní odpov di pomalej-ř, jsou stále dostate n rychlé a velké, aby zajistily ochranu jedince před pádem. A to i osoby, které mají kv li po-kození senzorického systému del-ř latenci automatických posturálních odpov dí (Horak, Henry et Shumway-Cook, 1997, s. 524-525; Weerdesteyn, Laing et Robinovitch, 2008, s. 579).

#### **1.1.5 Kognitivní zpracování**

Pro udržení posturální kontroly je pot eba ur itá úrove kognice. S náro n j-řmi posturálními úkoly se pofladavky na kognitivní ěinnost jedince zv t-řjí. Nap řklad sed s oporou

zad a chodidel je na kognitivní zpracování méně náročné než vzpřímený stoj bez opory HKK. Provedení posturálního úkolu může být narušeno přidáním dalšího úkolu (tzv. dual task), který také potěbuje kognitivní zpracování. U neurologických pacientů může dojít k situaci, kdy pacient více kognitivní pozornosti vynaloží na řešení sekundárního úkolu, nežli primárního (posturálního) a je vystaven riziku pádu (Horak, 2006, s. 10).

### **1.1.6 Percepce vertikály**

Vertikálu lze vnímat více způsoby, například vizuální vertikála je závislá na informacích z vizuálního a vestibulárního systému, kdežto posturální vertikála na informacích ze somatosenzorického systému (Horak, 2006, s. 9; Pérennou et al., 2008, s. 2402). Vnímání vizuální vertikály není závislé na posturální vertikále (Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1217). U neurologických pacientů může být vnímání vertikály porušeno, avšak zda se jedná o postifnění vizuální i posturální vertikály, závisí na druhu porušení. Pacient s jednostrannou vestibulární ztrátou bude mít porušené vnímání vizuální vertikály, a naopak pacient s CMP bude mít porušené vnímání posturální vertikály (Horak, 2006, s. 9-10).

### **1.1.7 Patologie posturální kontroly u pacientů po CMP**

Pacienti po CMP mají porušené schopnosti rovnováhy v různé míře. Snížená rovnováha zvyšuje riziko pádu, které s sebou přináší nejen fyzické, ale i psychické a sociální problémy jedince. Navíc řešení následků pádu je velmi ekonomicky náročné (Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1215; Lamb et al., 2003, s. 500).

U pacientů po CMP přispívá k narušení rovnováhy snížená svalová síla a rozsah pohybu, dále abnormální svalový tonus a motorická koordinace a také porušení smyslového vnímání, senzorní integrace a kognitivního zpracování (Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1215; Bonan et al., 2004A, s. 268-273; Chen et al., 2002, s. 583-590).

U pacientů po CMP dochází v paretické DK ke svalové slabosti, porušení svalové kontroly, sníženému rozsahu pohybu a k bolesti, což ovlivňuje velikost a kvalitu BS, a tím také limity stability jedince. Pacienti mají větší titubace nežla nejl zdravá populace stejné věkové kategorie. Dochází k menšímu zatížení paretické DK. COM je na této končetině posunuto více dopředu. Objevuje se svalová dysbalance mezi anteriorní a posteriorní skupinou svalů hlezenního kloubu (Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1216-1219; Tyson et al., 2006, s. 31; Wist, Clivaz et Sattelmayer, 2016, s. 114).

Pacienti po CMP mají snížené somatosenzorní informace z paretické DK. Dochází také k nesprávné senzorní integraci informací ze smyslových orgánů. V situacích, kdy dochází ke konfliktu senzorních informací, se může objevit porušení schopnosti reweightingu



a CNS pacient není schopná určit relevantní zdroj informací pro danou situaci. Pacienti po CMP se nadměrně spoléhají na vizuální vstup, ale tato kompenzační strategie může být v určitých případech patologická a může zapříčinit porušení rovnováhy, a tím zvýšit riziko pádu (Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1216).

U pacientů po CMP jsou také zmíněny pohybové strategie pro udržení rovnováhy. V porovnání se zdravými jedinci využívají pacienti více kyčelní strategii. Také často není dostatečná a jsou nuceni využít krokovou strategii. Není neobvyklé, že se kvůli udržení rovnováhy musí chytit pevných, stabilních předmětů (Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1217). Jelikož v CNS dojde ke zpomalení zpracování informací, objevuje se v této latence posturálních odpovědí na neočekávané perturbace. Dále nastává abnormální asoprostorová koordinace svalové aktivity a výsledkem posturální odpovědi je nadměrná flexe, popřípadě hyperextenze kolen. Na této abnormální koordinaci se mohou podílet jednak senzomotorické, tak i biomechanické omezení (Horak, Henry et Shumway-Cook, 1997, s. 521-522).

Narušené nejsou jen reaktivní reakce, ale také proaktivní. Pacienti často nejsou schopni generovat hnací síly pro přemístění COM nebo naopak, nejsou dostatečně schopní tyto síly přerušit, aby COM nepřesáhlo BS (Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1217). Změnu proaktivních reakcí lze vidět ihned po vzniku CMP, v situaci, kdy mají pacienti elevovat HKK. Dochází k významnému zpoždění aktivace hamstringů na paretické straně v porovnání s nepostíženou stranou, což nasvědčuje poškození anticipačních mechanismů. Obnova anticipačních mechanismů je u pacientů po CMP variabilní. U některých dojde k tzv. skutečnému fyziologickému zotavení, kdy se aktivace hamstringů na paretické straně objevuje signifikantně dříve a aktivace hamstringů na neparetické se nezmenší. Nebo dojde k vytvoření tzv. kompenzačního vzoru zotavení, kdy dochází k signifikantně rychlejší aktivaci hamstringů na neparetické straně, avšak na paretické straně k žádnému významnému změně nedojde (Shumway-Cook et Woollacott, 2012, s. 263-264).

Při provádění posturálních úkolů jsou u pacientů po CMP potřeby vyšší nároky na pozornost. To platí za statických i dynamických podmínek, zejména pokud se nároky na udržení posturální kontroly zvyšují (vyšší pozice, více stupňů volnosti atd.). Pokud CMP u pacientů způsobí kognitivní deficit, může dojít k nedostatečné schopnosti rozvržení pozornosti a zvyšuje se nestabilita jedince s větší pravděpodobností pádu (Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1217). Pokud bychom porovnávali pacienty po CMP s kognitivním deficitem a bez něj zjistíme, že pacienti s deficitem nemají obvykle v této obtížné situaci, jako je zvednutí se ze židle, která je dostatečně vysoká a má podporu HKK nebo s přímou chůzí. Avšak v situacích, kdy musí změnit rychlost chůze, otočit se, překročit nebo obejít překážku,

mají s udržení rovnováhy a provedení úkolu významné problémy, ně pacienti po CMP bez kognitivního deficitu (Yu et al., 2021, s. 1-6).

Mezi pacienty po CMP se objevuje skupina, u které lze vidět pusher syndrom neboli pushing. U těchto pacientů dochází ke změně vnímání vzpřímeného držení těla (porušení vnímání posturální vertikály). Pacient vnímá své tělo vzpřímené v situaci, kdy je nakloněný na parietickou stranu. Proti pasivní korekci jinou osobou jsou rezistentní. Avšak u těchto pacientů nedochází ke změně vnímání vizuální vertikály, jsou schopni se při pohledu do zrcadla sami vyrovnat do vzpřímené pozice (Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1217). Pusher syndrom popsal v roce 1985 Davies a předpokládal, že vzniká jen u pacientů s lézí pravé hemisféry (Davies, 1985 in Basille et Hayes, s. 207). Prvotní předpoklad, že pusher syndrom souvisí se stranou léze a s neglekt syndromem byla vyvrácena. Stejně tak bylo vyvráceno, že by pusher syndrom souvisel s anosognosií, afázií a apraxií (Karnath et Broetz, 2003, s. 1120; Pedersen et al., 1996, s. 25-28).

### **1.1.8 Pády u pacientů po CMP**

Pády u pacientů po CMP patří mezi nejzávažnější komplikace. Je to dáno především fyzickými změnami, které po CMP nastávají. Sníží se nezávislost pacientů v ADL (Cho, Yu et Rhee, 2015, s. 1751).

Incidence pádů v prvním týdnu po propuknutí onemocnění je pouze 7%. Lze to vysvětlit tím, že pacienti s tělesným deficitem mají sníženou aflnemou schopnost vertikalizace a chůze, proto nejsou v těchto dnech riziku pádu vystaveni. Z dlouhodobého hlediska je situace opačná (Indredavik et al., 2008, s. 419; Langhorne et al., 2000, s. 1226). 8 týdnů po propuknutí z nemocnice dosahuje počet pádů vysokých úrovní, což vede k otázce, zda jsou pacienti po propuknutí dostatečně připraveni na situace a problémy, se kterými se v životě každodenně setkávají (Weerdestyn et al., 2008, s. 1196).

Během hospitalizace spadne nejméně jednou 14-65% lidí (Teasell et al., 2002, s. 331; Batchelor et al., 2012, s. 482). Během 6 měsíců od začátku onemocnění pak 35-45% jedinců (Mackintosh et al., 2006, s. 1585; Andersson et al., 2006, s. 188). V chronické fázi onemocnění spadne nejméně jednou 33-55% osob (Ashburn et al., 2008, s. 271; Guimarães et al., 2020, s. 3; Schmid et al., 2013, s. 1279). Vysokých úrovní dosahují také opakované pády. V chronické fázi CMP mělo během jednoho roku dva a více pádů 20-42% pacientů po CMP (Batchelor et al., 2012, s. 482; Belgen et al., 2006, s. 556; Ashburn et al., 2008, s. 271-272; Wada et al., 2007, s. 1602). Pro porovnání u starší populace bez onemocnění je to pouze 15% (Batchelor et al., 2012, s. 482).

B hem terapií vedených fyzioterapeuty je po et pád nízký, a to navzdory tomu, že dochází k posouvání limit rovnováhy pacienta. Problém však nastává v okamžiku, kdy se pacient snaží tyto činnosti zopakovat sám v době, kdy není pod supervizí terapeuta a nepoužije doporučené pomůcky. V těchto případech je riziko pádu velmi vysoké, hlavně pokud se jedná o pacienta s kognitivním deficitem (Weerdesteyn et al., 2008, s. 1195; Nyberg et Gustafson, 1995, s. 838-842).

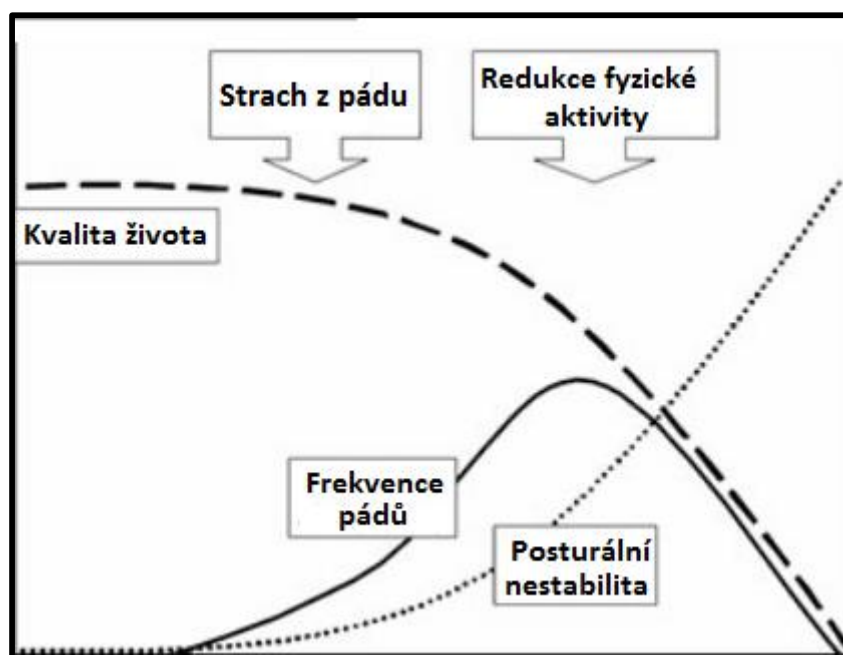
V důsledku pádu jsou nejčastěji poraněny měkké tkáně, méně často dochází ke zlomeninám, luxacím, subluxacím a podvrtnutím. Mezi typem poranění u lidí, co spadli jednou nebo vícekrát, nejsou žádné významné rozdíly (Hyndman, Ashburn et Stack, 2002, s. 168; Lim et al., 2012, s. 947). Míra zlomenin u pacientů po CMP je 1-15 %, což je podobné číslo jako u starší populace bez CMP. Nicméně zlomenin krku kosti stehenní je u pacientů signifikantně více než u populace bez CMP (Ramnemark et al., 2000, s. 1576). Zlomeniny u pacientů souvisí s hemiosteporózou na parietické straně a obvyklém upadnutí právě na tuto stranu (Batchelor et al., 2012, s. 484; Hyndman, Ashburn et Stack, 2002, s. 168). Osteoporóza zhoršuje dopad pádu na zdraví pacienta, zvyšuje pravděpodobnost fraktury a její závažnost má vliv na dobu imobilizace (Carda et al., 2009, s. 191, 195; Baricich, Invernizzi et Cisari, 2018, s. 141). Nedochozí ke změnám jen v kostní tkáni, ale také je ovlivněna tkáň svalová. Dochází k úbytku svalové hmoty a atrofii z důvodu inaktivity a spasticity. Díky tomu jsou posturální reakce sníženy a společně se svalovou slabostí přispívají k riziku pádu (Baricich, Invernizzi et Cisari, 2018, s. 141).

Kromě fyzického postižení ovlivňují pády i psychickou složku zdraví jedince. Především se jedná o strach z pádu, který vede k omezování aktivity jedince a přechází ho k dalším pádům (Watanabe, 2005, s. 15; Schmid et Rittman, 2007, s. 49; Batchelor et al., 2012, s. 484). Strach z pádu ovlivňuje kvalitu života a negativně přispívá ke vzniku depresivních a úzkostných stavů (Kim et al., 2012, s. 801). Dochází k sociální deprivaci jedince. Deprese a snížená sociální aktivita opět urychlují omezení fyzické aktivity a dekonkreci, čímž se zase zvyšuje riziko pádu. Můžeme tedy mluvit o začarovaném kruhu (Weerdesteyn et al., 2008, s. 1199; Forster et Young, 1995, s. 84).

Přesobním mnoha faktorů se může jít existující riziko pádu u pacientů zvýšit. Znalost rizikových faktorů, situací a okolností vedoucích k pádům by měli znát kromě zdravotnického personálu i samotní pacienti. Ucelený pohled jim umožní posoudit riziko v určitých situacích, které nastávají v jejich každodenním životě. To by mohlo zabránit omezení jejich aktivit (Batchelor et al., 2012, s. 487). V dnešní době klinické pokyny pro zvládnutí pádu u pacientů po CMP vychází z obecných preventivních opatření pro starší populaci. Zda jsou tyto zásahy

úinné, není dodnes zcela jednoznačné. Pro hodnocení rizika pádu u pacientů po CMP se posuzují tyto faktory o rovnováha, svalová síla, kontinence, zrak, vnímání, kognice, výživa, ale také obecné rizikové faktory o zajištění bezpečnosti domácnosti, počet užívaných léků a jejich typ, typ obuvi, příjem alkoholu atd. Pacientům je doporučováno užívání vitamínu D a nošení chránilky kvůli osteoporóze a vysokému riziku zlomeniny krku kosti stehenní (Horak, 2006, s. 10; Batchelor et al., 2012, s. 487; Jørgensen et al., 2000, s. 385; Kannus et Parkkari, 2006, s. 53).

Úspěšné zvládnutí problematiky pádu u pacientů po CMP nelze hodnotit pouze na základě počtu pádů a úrovně strachu z pádu. Pokud došlo k snížení počtu pádů na základě snížené fyzické aktivity, nemůžeme mluvit o dobrém výsledku provedených intervencí. Nízká fyzická aktivita snižuje také strach z pádu, protože z důvodu snížené aktivity jsou pacienti strachu vystaveni minimálně (viz Obrázek 1, s. 20). O úspěšném zvládnutí problematiky pádu můžeme mluvit pouze v případě, kdy došlo k snížení počtu pádů, ale ne k snížení fyzické aktivity a úrovně kvality života (Weerdesteyn et al., 2008, s. 1205).



**Obrázek 1** Pokles fyzické aktivity (přeloženo z Weerdesteyn et al., 2008, s. 1205)

## 1.2 Hodnocení posturálních funkcí klinickými testy

Pro hodnocení posturálních funkcí je dostupná široká škála klinických testů. V praxi je vhodné, aby používaný standardizovaný test byl rychle a snadno proveditelný, zároveň cenově dostupný (Gandolfi et al., 2018, s. 49). Cílem této kapitoly není vypočítat všechny

dostupné klinické testy, ale popsat ty, které Mancini et Horak (2010, s. 239-248) označují za nejastji využívané u pacientů s neurologickým onemocněním. Mezi výhody těchto testů patří užívané zmíněné benefity, jsou snadné a rychle proveditelné a nevyžadují drahé vybavení. Výsledky testů pomáhají při predikci rizika pádu. Na druhé straně jsou nedostatky k identifikaci malých změn (progrese zlepšení/ zhoršení) a neumožní určit druh postavení ovlivňující rovnováhu jedince (Gandolfi et al., 2018, s. 49).

### **Berg Balance Scale (BBS)**

BBS patří mezi nejastji využívané testy. Poskytuje kvantitativní hodnocení rovnovážných poruch. Původně byl test navržen pro testování rovnováhy u starších zdravých osob, dnes se využívá i u pacientů s neurologickým onemocněním. Skládá se ze 14 položek a testuje jedince v různých statických nebo dynamických podmínkách (sed, stoj, otáčení). Hodnotí situace, se kterými se člověk setkává v každodenním životě (Gandolfi et al., 2018, s. 50-51; Mancini et Horak, 2010, s.241; Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1219). Test je rychle proveditelný a má minimální nároky na prostor a pomůcky (Gandolfi et al., 2018, s. 50-51).

### **The Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABC Scale)**

testy se skládá jako škála spolehlivosti specifická pro jednotlivé činnosti. Jedná se o dotazník, který se skládá z 16 položek a hodnotí subjektivní míru rovnovážné jistoty při provádění ADL (chůze po schodech, zvedání věcí ze země, nastupování/vystupování z auta). Stejně jako u předchozího testu, byl dotazník nejčastěji využíván u starších zdravých osob, poté v neurologii, ale i v traumatologii a ortopedii. Výhodou testu je zaměření na ADL jedince (Gandolfi et al., 2018, s. 52-53; Mancini et Horak, 2010, s.241; Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1220).

### **Timed Up and Go (TUG)**

Při tomto testu je pacient požádán, aby vstal ze židle, šel normálním tempem 3 metry dopředu, otočil se kolem kufle, vrátil se zpět a posadil se. Testované osoby mohou používat lokomoční pomůcku, ale musí být schopny jít samostatně, bez pomoci jiné osoby. Byly vytvořeny různé modifikace testu. Při TUG-cognitive jsou jednotlivci požádáni, aby během testu odečetli číslo 3 od náhodně vybraného čísla mezi 20 a 100. Při TUG-manual musí pacient chodit se sklenicí vody v ruce. Výsledky jsou interpretovány dle věku a onemocnění (Gandolfi et al., 2018, s. 53-54; Mancini et Horak, 2010, s. 241; Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1219). Test je snadno a rychle proveditelný a je velmi užitečný pro hodnocení účinnosti intervence (Gandolfi et al., 2018, s. 54).

## **One leg stance**

Stoj na jedné noze patří mezi nejstarší používané testy. Při testu se osoba postaví na jednu DK, zvednutá DK nesmí být o stejnou opřená, HKK jsou pevně připevněny na hrudi. Během testování nesmí stojná DK změnit pozici. Pokud se nejedná o modifikaci testu, má osoba otevřenou oči. Hodnotí se doba, po kterou je osoba schopná udržet pozici (Bizovská et al., 2017, s. 43-44). Je velmi snadný, rychlý a nenáročný na prostor, nicméně hodnotí stabilitu převážně jen v mediolaterálním směru, nikoli v anteroposteriorním (Kozinc et al., 2020, s. 8-9; Bizovská et al., 2017, s. 43-44).

## **Reaching Test ó The Functional Reach Test (FRT)**

Test hodnotí rovnováhu na základě maximální vzdálenosti, kterou jedinec dosáhne ve stoji s nataženou paží směrem dopředu, aniž by změnil pozici DKK. Existuje i upravená verze FRT pro osoby, které nejsou schopny stát, při ní osoba sedí se vzpřímeným trupem. Při testování má osoba paži v 90° flexi se zatnutou pěstí, hodnotí se rozdíl vzdálenosti hlavy k 3. metakarpu ve výchozí pozici a v maximální možné vzdálenosti. V případě, že osoba sedí, nemůže se při testu předklánět. Test má velmi dobré prediktivní vlastnosti pro zjištění rizika pádu (Gandolfi et al., 2018, s. 54-55; Mancini et Horak, 2010, s.241; Barros de Oliveira et al., 2008, s. 1219).

## **Balance Evaluation System Test (BESTest)**

BESTest je systémový test, který dokáže identifikovat různé rovnovážné deficity. Skládá se z 36 polofek rozdělených do čtyř sekcí (biomechanické omezení, limity stability, anticipační posturální úpravy, posturální reakce, senzorycká orientace, stabilita v chůzi). Je navržen tak, aby testoval všechny systémy, které mohou být podkladem pro rovnovážné poruchy. Zahrnuje polofky z nichž některé zmíněných testů (BBS, FRT). Nevýhodou je časová náročnost na provedení (30 minut), proto byl vytvořen mini-BESTest, který je krátkou verzí předchozího a skládá se ze 14 polofek zaměřených na dynamickou rovnováhu (Gandolfi et al., 2018, s. 56; Lord et Clark, 1996, s.199-203; Mancini et Horak, 2010, s. 242-244; Horak, Wrisley et Frank, 2009, s. 491-496).

## **1.3 Hodnocení posturálních funkcí laboratorními prostředky**

Laboratorní prostředky jsou užitečnými nástroji pro klinickou diagnostiku, hodnocení účinnosti léčby a těch které jsou využívány i v samotné terapii. Jejich využití v hodnocení posturálních funkcí překonává nedostatky předchozích klinických testů. Je eliminováno riziko subjektivního hodnocení, navíc dokážou detekovat i malé změny, které lze okem přehlédnout

(Gandolfi et al., 2018, s. 57). Zvládají odhalit poruchy v senzomotorickém systému, ale neposkytují informace o etiologii poškození. Nevýhodou je obvykle vysoká pořizovací cena a vln který případech velké nároky na prostor. Většinou se jedná o tloušťkové přístroje, tudíž případně např. sklad na jiné oddělení je téměř nemožný (Gandolfi et al., 2018, s. 57; Gil-Gómez et al., 2017, s. 7). Mezi laboratorní přístroje, které hodnotí posturální funkce měřím přídě např. sklad silové plošiny (posturografie), tlakové plošiny nebo inerciální snímače (Gandolfi et al., 2018, s. 57).

### **1.3.1 Statická posturografie**

Statická posturografie hodnotí posturální kontrolu v situaci, během které testované osoby udržují stoj na silové plošině v relativně klidném stavu (Mancini et Horak, 2010, s. 244-245; Yelnik et Bonan, 2008, s. 442). Silová plošina identifikuje pozici COP v BS. Testuje se klidný, vzpřímený stoj, ale i jeho modifikace jako tandemový stoj, změnění velikosti BS, stoj se zavěšenýma nohama nebo na měkké podložce, předání sekundárního úkolu atd. (Piirtola et Era, 2006, s. 2,14; Gandolfi et al., 2018, s. 57; Burdet et Rougier, 2007, s. 63-64). Posturografie analyzuje titubace těla, ty jsou vynikajícím parametrem pro hodnocení správně i postifené funkce posturální kontroly. Avšak na základě výsledků nelze určit základní patofyziologii, protože mnoho různých poruch může vést k zvýšení titubací těla. Studie ukázaly, že statická posturografie má vynikající citlivost na detekci rozdílů v posturální kontrole mezi mladými, středně starými a staršími jedinci (Gandolfi et al., 2018, s. 58).

Cena laboratorních silových plošin je vysoká, proto se začala hledat alternativa, která by umožnila posturografické měření i ve zdravotnických i sportovních zařízeních, kde jsou omezené finanční prostředky. Takovou možnost nabízí například komerční zařízení Nintendo Wii Balance Board (WBB). Jedná se o levnou, přenosnou plošinu, a právě cena vzbuzuje o WBB velký zájem. WBB umožňuje komunikaci s videohrami a existují speciální programy vyvinuté cíleně pro rehabilitaci (Gil-Gómez et al., 2011, s. 2, 7-8). WBB vykazuje podobnou spolehlivost měření za statických podmínek jako laboratorní silové plošiny (Clark et al., 2010, s. 308; Huurnink et al., 2013, s. 1393; Llorens et al., 2016, s. 229-231). Zařízení WBB má potenciál překlenout propast mezi laboratorním a klinickým testováním rovnováhy za statických podmínek, avšak přímou náhradou za silové plošiny být nemůže (Clark et al., 2010, s. 310).

### **1.3.2 Dynamická posturografie**

Dynamická posturografie hodnotí posturální funkce subjektů během perturbací, které jsou experimentálně vyvolané. Ty mohou být vytvořeny měkkou, nestabilní podložkou

nebo translacemi silové plošiny. Alternativou mohou být vnější perturbace způsobené zatlačením přímo na tělo testovaného jinou osobou (Gandolfi et al., 2018, s. 58; Mancini et Horak, 2010, s. 245).

### **Dynamická počítačová posturografie (CDP)**

CDP byla vynalezena Dr. L. Nasherem. Skládá se ze dvou modulů (Smart Equitest System a Balance Master System), přičemž oba nabízejí široké spektrum různých testů. CDP snímá reakční síly z pěti silových senzorů, kterými jsou oba moduly vybaveny (Kolářová et al., 2019, s. 14-15). Během testování CDP stojí pacient na pohyblivé silové plošině v pohyblivé kabině, které jsou ovládány počítačem (modul Smart Equitest System). Mohou se pohybovat izolovaně nebo současně, záleží na testované situaci. Díky simulaci sensorických poruch lze manipulovat s jednotlivými sensorickými vstupy, selektivně hodnotit jejich intaktnost a funkční dovednost pro udržení rovnováhy u konkrétního jedince (Kolářová et al., 2019, s. 14-16; Gandolfi et al., 2018, s. 59-60). Na základě zvoleného testu můžeme hodnotit rovnováhu jedince během změn různých sensorických podmínek, proaktivní i reaktivní posturální reakce, symetrii v rozložení tělesné hmotnosti, schopnost přenášet váhu, rovnováhu během otáčení i překročení prahů atd. (Kolářová et al., 2019, s. 17-29).

### **1.3.3 Tlakové plošiny**

Někdy jsou tlakové plošiny v literatuře označovány jako pedobarografické plošiny/chodníky. Sensory zabudované v tlakové plošině umožňují analýzu distribuce rozložení tlaku na chodidlech jak za statických, tak i dynamických podmínek. Plošiny jsou propojené s počítačem a vyhodnoceny počítačovým softwarem. Výsledkem je report informující o topografii míst s vysokým (červené zóny), popřípadě s nízkým zatížením (modré zóny) (Gandolfi et al., 2018, s. 57; Skopljak et al., 2014, s. 374).

Mezi tyto plošiny řadíme i tlakovou plošinu od firmy Zebris, která byla využita pro realizaci praktické části této diplomové práce. Je vyráběna ve více velikostech, může být zabudována i do chodícího pásu. Umožňuje analýzu stoje, popřípadě chůze (dle velikosti plošiny). Kromě grafické analýzy rozložení tlaku na ploškách DKK je systémem upravený pro hodnocení posturálních funkcí jedince, protože dokáže vypočítat trajektorii COP, průměrnou rychlost COP i zónu, kde se projektuje 95 % všech projekcí COP během měření asu (Kolářová et al., 2019, s. 41-44).

### **1.3.4 Inerciální nositelné snímače (WIS)**

WIS jsou nenápadné monitorovací systémy, které poskytují hodnocení rovnovážných funkcí pacienta při ADL v reálném prostředí (Gandolfi et al., 2018, s. 60). Skládají



se z lineárních akcelerometrů, gyroskopů a magnetometrů (Ghislieri et al., 2019, s. 2). Hodnotí pohyby segmentů těla v mediolaterálním a anterioposteriorním směru. Jsou přesné a pro sběr dat nepotřebují žádné stacionární jednotky, jako jsou například měřiče nebo kamery, lze je tedy použít i mimo laboratorium. Za výhody jsou levná, s nízkou spotřebou energie (Gandolfi et al., 2018, s. 60-61). Díky WIS lze získat objektivní hodnocení parametrů zapojených do posturální kontroly, jako jsou latence posturálních reakcí, titubace těla ve statických a dynamických podmínkách atd. WIS vykazují vysokou úroveň přesnosti, snadnou použitelnost a vysokou bezpečnost (Gandolfi et al., 2018, s. 60-61; Mancini et Horak, 2010, s. 245-246).

V laboratorních podmínkách WIS představují nejčastěji krabíčky, které jsou připevněny na určitý segment těla, ale mohou být také zabudované ve vložkách do bot či v oblečení. Jelikož se jedná o levná zařízení, můžeme dnes akcelerometry a gyroskopy najít i ve smartphonech, tabletech či sporttestrech. Dochází k neustálé minimalizaci velikosti elektronických součástí, to představuje další optimalizaci přístrojů do budoucna (Gandolfi et al., 2018, s. 60-61; Hou et al., 2018, s. 194; Roeing, Hsieh et Sosnoff, 2017, s. 224-226; Ozinga et Alberts, 2014, s. 3865-3867).

Posturografie se stále považuje za zlatý standard pro testování a hodnocení rovnováhy, ale jak již bylo zmíněno výše, je nákladná a nevhodná pro případný přesun či opravu, což je nepraktické pro používání v klinických podmínkách či ve sportovních centrech. I to je důvod, pro který jsou WIS stále více využívány pro hodnocení posturálních funkcí (Ghislieri et al., 2019, s. 2).

## 1.4 Rehabilitace posturálních funkcí

Terapie zaměřená na zlepšení posturálních funkcí patří mezi standard využívající se u pacientů po CMP na lůžkových odděleních rehabilitace i v léčebných rehabilitačních ústavech. Jak již bylo zmíněno dříve, problémy s rovnováhou u pacientů po CMP hrají významnou roli ve zhoršené mobilitě a vykonávání ADL (Tyson et al., 2006, s. 34-35; Tyson et Selley, 2009, s. 866-867). Mezi důležitými ukazateli nezávislosti v každodenním životě jedince máme schopnost samostatného chůze, a to jak s lokomoční pomocí, tak bez ní (Preston et al., 2011, s. 531; Morone, Iosa et Paolucci, 2018, s. 187). Pro bezpečnou chůzi je potřeba zajistit správnou funkci posturální kontroly ve statických, později i v dynamických úkonech (Morone, Iosa et Paolucci, 2018, s. 187).

Existuje více fyzioterapeutických přístupů zaměřujících se na zotavení posturálních funkcí, které budou popsány níže. Zatím žádná studie porovnávající efektivitu jednotlivých terapeutických přístupů zaměřených na posturální funkce neobjevila, ale by některý z nich

dosahoval signifikantně lepších výsledků než ostatní (Goljar et al., 2010, s. 206; Pollock et al., 2007, s. 13).

Bobath rehabilitační terapie je velmi náročná jak pro fyzioterapeuta, tak pro pacienta zajistit, aby prováděné cvičení bylo bezpečné, ale zároveň posouvalo dále limity pacienta (Goljar et al., 2010, s. 206).

#### **1.4.1 Bobath koncept**

Bobath koncept vytvořil Manfred Bobathovi ve 40. letech minulého století. Jedná se o terapeutický přístup, který pracuje na neurovývojovém podkladě. Terapie na podkladě Bobath konceptu vede ke zlepšení posturální kontroly, rovnováhy a funkční nezávislosti v ADL (Tekin et al., 2018, s. 398, 403; Kolář, 2009, s. 310). Díky facilitaci fyziologických a inhibici abnormálních svalových vzorů umožní uje pacient s neurologickým onemocněním prožít normální pohyb (Tekin et al., 2018, s. 398; Lee et al., 2017, s. 91). Mezi klíčové principy konceptu patří normalizace svalového tonu, zlepšení posturálních reakcí, facilitace fyziologických pohybových vzorů, schopnost symetrického zatížení DKK i přenášení váhy (Kamphuis et al., 2013, s. 1; Kollen et al., 2009, s. 92; Wang et al., 2005, s. 158). Nedílnou součástí Bobath konceptu je také trénink kontroly trupu (Wang et al., 2005, s. 158).

Trup je klíčovým bodem těla, díky kterému mohou končetiny vykonávat pohyb, udržovat rovnováhu a zastávat své funkce. Správná kontrola trupu umožní uje vzpřímené držení těla a udržuje COM nad BS během statických i dynamických dějů (Karthikbabu et al., 2011, s. 61; Verheyden et al., 2006, s. 451-458). U pacientů po CMP hemiparéza neovliví uje jen parietickou stranu trupu, ale trup celkově. Trup není stabilní, tím pádem nelze vykonávat pohyby v končetinách správně. Dále dochází k narušení selektivního pohybu dolního a horního trupu, který je zásadní pro pohyby jedince. Proto je nutné věnovat se při fyzioterapii i trupu, nejen hemiparetickým končetinám (Karthikbabu et al., 2011, s. 61-62). Pokud rehabilitační intervence zahrnuje prvky zaměřující se na kontrolu trupu, dochází ke zlepšení posturální kontroly, a to včetně i chronickém stádiu onemocnění (Verheyden et al., 2009, s. 283-284; Mudie et al. 2002, s. 586-588; Karthikbabu et al., 2011, s. 63-65). Součástí dolního trupu je pánve. Ta je zároveň i funkční složkou DKK, tudíž pomáhá stabilizovat trup při sedu a zároveň pomáhá přenášet zatížení na DKK ve stoje i chůzi (Dubey et al., 2018, s. 81). Pro správnou posturální kontrolu je nutná stabilita pánve. Stabilitou pánve se označuje schopnost koordinované činnosti mezi dolním trupovým svalstvem a proximálními svaly kyčelního kloubu během úkolů, které potřebují zajistit rovnováhu a mobilitu (Lee et al., 2004 in Dubey et al., 2018, s. 81). Pacienti po CMP mají během stoje anteverzní postavení

pánve, při chůzi dochází v této oblasti jen k malým pohybům, to vede ke zhoršené rovnováze a negativnímu ovlivnění schopnosti chůze. Anteverzní postavení pánve u pacientů po CMP je výsledkem špatné trupové kontroly a pokračování dolních končetin (Karthikbabu et al., 2017, s. 22-28).

#### 1.4.2 Balanční trénink

V rehabilitaci se lze zaměřit přímo na balanční trénink, který vede ke zlepšení posturálních funkcí. Balanční cvičení je vhodné zařadit do rehabilitačních programů u pacientů po CMP ve všech fázích onemocnění (Lubetzky-Vilnai et Kartin, 2010, s. 135).

Při terapii zaměřené na balanční cvičení je nutné myslet na to, že se pro pacienty jedná o velmi náročný typ cvičení a v akutní fázi nelze pacienty přetřávat. Vysoká frekvence a délka tréninku může mít za následek předčasnou ukončení terapie ze zdravotních důvodů i únavy. To potom může vést k opakovanému úniku terapie a u pacientů hrozí riziko pádu. V akutním stádiu je vhodné balanční cvičení provádět maximálně 2x týdně po dobu maximálně jedné hodiny. V dalších stádiích by mohlo probíhat 2x týdně, ale čas musí být nastavený individuálně tak, aby bylo cvičení dostatečně intenzivní pro daného jedince (Allison et Denett, 2007, s. 616, Lubetzky-Vilnai et Kartin, 2010, s. 134-135).

Při rehabilitaci lze využít i balanční přístroje, pro příklad lze uvést třeba Balance Trainer od Medica Medizintechnik GmbH. Přístroj umožňuje užití ve statické pozici nebo pohybu ve frontální i sagitální rovině. Během tréninku lze provádět rotace trupu, předklony, dosahové činnosti HKK atd. (Matjašič et al., 2005, s. 463). Při využití balančního přístroje dochází k významnému zlepšení posturálních funkcí, které přetrvávají i po ukončení tréninku (Matjašič et al., 2005, s. 462-466; Ordahan et al., 2015, s. 125-130)

Při studování rozdílů mezi klasickým balančním cvičením a cvičením s přístrojem Balance Trainer se zjistilo, že obě intervence pomohly významně zlepšit rovnováhu u pacientů po CMP a jsou tedy vhodnou terapeutickou metodou. Po obou typech intervencí potřebovalo méně pacientů pomoc fyzioterapeuta i jiné osoby při chůzi. Také se snížil počet pacientů vyžadujících lokomoční pomůcky. Bez nich mají jedinci volné HKK, což vyvolává napětí při přenášení tělesné hmotnosti nebo k vykonání dalších činností, čím se zvyšuje jejich samostatnost. Signifikantní rozdíl mezi metodami nebyl nalezen. Balance Trainer nemůže nahradit fyzioterapeuta, ale jedná se o účinnou doplňkovou metodu, která navíc poskytuje pacientovi pocit bezpečí. Zvláště v pozdějších stádiích rehabilitace může trainer výrazně snížit fyzickou aktivitu, kterou musí fyzioterapeut během tohoto typu cvičení vynaložit, aby zajistil pacientovi bezpečné provedení (Goljar et al., 2010, s. 205-210).

Pi balančním cvičení je vhodné poskytnout pacientovi vizuální zpětnou vazbu, která nabízí možnost autokorekce během cvičení (Srivastava et al., 2009, s. 89-93). Lze například využít virtuální realitu, která poskytuje nejen zpětnou vazbu, ale také je pro pacienta více atraktivní než klasické balanční cvičení (Morone et al., 2014, s. 1-6; Park, Lee et al., 2013, s. 490; Laver et al., 2011, s. 215-219).

### 1.4.3 Task-oriented trénink

Trénink založený na bázi task-oriented se zaměřuje na provádění pohybů v proloženém prostředí (Thielman, Dean et al., 2004, s. 1613; Kim et al., 2012, s. 519). U pacientů po CMP trénink zlepšuje rovnováhu a mobilitu (Kim et al., 2012, s. 520). Task-oriented trénink představuje vhodnou terapii pro všechny pacienty, kteří mají problémy s udržováním posturální kontroly. Zaměřuje se na zlepšení základních aspektů nutných pro správnou posturální kontrolu, jako je zvyšování svalové síly, zvyšování rozsahu pohybů atd. Dále rozvíjí a zlepšuje sensorické, motorické a kognitivní strategie jedince pro daný úkol. V neposlední řadě se zaměřuje na udržování posturální kontroly během změny úkolu i prostředí. Dochází tedy k maximalizaci schopností jedince provádět činnosti, které jsou zásadní pro jejich kvalitu života. Pacienti mohou poté zastávat svou sociální roli ve společnosti (Shumway-Cook et al., 2012, s. 308; Khallaf, 2020, s. 2). Jedním z cílů task-oriented tréninku je zabránění vytvoření stereotypních pohybů, a naopak podpora variability v provedení pohybu. To pozitivně ovlivňuje adaptační schopnosti jedince na změny podmínek (Khallaf, 2020, s. 2).

V dostupné literatuře neexistuje zcela jasná definice task-oriented tréninku. Řadíme do něj trénink na chodícím pásu, prostou chůzi, vytrvalostní i kruhový trénink, cvičení v sedě i ve stoje, balanční cvičení, terapie zaměřené na úchopové schopnosti, terapie vynuceného používání nebo také trénink pohybu v prostředí (Rensink et al., 2009, s. 738; Shumway-Cook et al., 2012, s. 304; Alashram, Annino et al., 2019, s. 95).

Task-oriented trénink nabízí vhodné propojení muskuloskeletálního a neuromuskulárního systému (Yang et al., 2006, s. 861; Kim et al., 2012, s. 519). Je účinný v subakutní i chronické fázi CMP (Khallaf, 2020, s. 1-8; Choi et al., 2015, s. 2985; Salbach et al., 2004, s. 509-519). U pacientů po CMP task-oriented trénink kromě rovnováhy a provádění ADL pozitivně ovlivňuje i tzv. self-efficacy, což lze řešit jako důvěra jedince ve vlastní schopnosti (Choi et al., 2015, s. 2985-2988). Úroveň self-efficacy může být zesílena motivací povahou tréninku, kterou zvyšujeme tím, že si pacient sám určí cíle, kterých chce v rámci terapie dosáhnout (Choi et al., 2015, s. 2987).

Podporovatelé task-oriented tréninku poukazují na skutečnost, že a priori CMP s sebou přináší multifaktorové deficity, na které terapeutické intervence se však zaměřují pouze na izolované porušení či omezení. Například cvičení HKK se provádí převážně v sedu (Luft et al., 2004, s. 1853-1861). Anebo posturální trénink prováděný ve vzpřímeném postoji, ne vždy zahrnuje dosahové či manipulační úkoly (Eng et al., 2003, 1271-1278; Leroux, 2005, s. 17-23). Izolovaný trénink horních končetin a posturální kontroly nemusí obnovit integrační procesy nutné pro následné funkční vyuffití, kupříkladu bezpečné provádění ADL (Waller et Prettyman, 2012, s. 419). Z tohoto důvodu by se měl trénink jakýchkoli činností provádět v kontextu daného úkolu (task-oriented) (Waller et Prettyman, 2012, s. 420).

## 2 Cíle práce a hypotézy

Cílem diplomové práce je zjistit, zda vizuální vstup hraje u pacientů po ischemické CMP (iCMP) důležitou roli pro udržení posturální stability. Hlavním cílem je zhodnocení efektivity probíhající rehabilitace u těchto pacientů na základě posturografických parametrů.

### 2.1 Výzkumné otázky a hypotézy

#### Výzkumná otázka . 1:

**Má vizuální vstup významnou roli pro udržení posturální stability u pacientů po iCMP?**

**H<sub>0</sub>1:** U pacientů po iCMP nebude vstupního měření nedošlo k větší posturální nestabilitě dle parametrů COP path length, 95% confidence ellipse area a COP average velocity v situaci, kdy měření zavedeno není.

**H<sub>A</sub>1:** U pacientů po iCMP bude vstupního měření došlo k větší posturální nestabilitě dle parametrů COP path length, 95% confidence ellipse area a COP average velocity v situaci, kdy měření zavedeno není.

**H<sub>0</sub>2:** U pacientů po iCMP nebude výstupního měření nedošlo k větší posturální nestabilitě dle parametrů COP path length, 95% confidence ellipse area a COP average velocity v situaci, kdy měření zavedeno není.

**H<sub>A</sub>2:** U pacientů po iCMP bude výstupního měření došlo k větší posturální nestabilitě dle parametrů COP path length, 95% confidence ellipse area a COP average velocity v situaci, kdy měření zavedeno není.

#### Výzkumná otázka . 2:

**Dojde u pacientů po iCMP za dobu hospitalizace ke zlepšení posturální stability?**

**H<sub>0</sub>3:** Bude vstupního a výstupního měření nedošlo u pacientů po iCMP ke změně zatížení páteřní DK dle parametru Average Force v situaci, kdy měření otevřeno není.

**H<sub>A</sub>3:** Bude vstupního a výstupního měření došlo u pacientů po iCMP ke změně zatížení páteřní DK dle parametru Average Force v situaci, kdy měření otevřeno není.

**H<sub>04</sub>:** B hem vstupního a výstupního měření nedošlo u pacientů po iCMP ke změně zatížení paretické DK dle parametru Average Force v situaci, kdy měřili zavěšeně o i.

**H<sub>A4</sub>:** B hem vstupního a výstupního měření došlo u pacientů po iCMP ke změně zatížení paretické DK dle parametru Average Force v situaci, kdy měřili zavěšeně o i.

**H<sub>05</sub>:** B hem vstupního a výstupního měření dle parametrů COP path length, 95% confidence ellipse area a COP average velocity nedošlo ke zlepšení posturální stability u pacientů po CMP v situaci, kdy měřili otevřeně o i.

**H<sub>A5</sub>:** B hem vstupního a výstupního měření dle parametrů COP path length, 95% confidence ellipse area a COP average velocity došlo ke zlepšení posturální stability u pacientů po CMP v situaci, kdy měřili otevřeně o i.

**H<sub>06</sub>:** B hem vstupního a výstupního měření dle parametrů COP path length, 95% confidence ellipse area a COP average velocity nedošlo ke zlepšení posturální stability u pacientů po CMP v situaci, kdy měřili zavěšeně o i.

**H<sub>A6</sub>:** B hem vstupního a výstupního měření dle parametrů COP path length, 95% confidence ellipse area a COP average velocity došlo ke zlepšení posturální stability u pacientů po CMP v situaci, kdy měřili zavěšeně o i.

### 3 Metodika

Měření probíhalo v kineziologické laboratoři Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc (FNOL). Testování se uskutečnilo v období září 2020–duben 2021.

#### 3.1 Charakteristika zkoumaného souboru

Měření se zúčastnilo 6 mužů a 2 ženy v subakutním stádiu iCMP. 7 probandů mělo pravostrannou a 1 proband levostrannou hemiparézu. Věkový průměr probandů byl 59,75 let a průměrná doba hospitalizace byla 16,63 dní (viz Tabulka 1, s. 32).

**Tabulka 1** Charakteristika sledovaného souboru

Muži/ ženy	6/ 2
Věk	59,75 ± 9,5 let
Levostranná/ pravostranná paréza	1 / 7
Doba hospitalizace	16,63 ± 6,65 dní

Základní kritéria pro zahrnutí do výzkumu byla prodlaná iCMP v subakutním stádiu v povodí arteria cerebri media, bylo nutné, aby se jednalo o první ataku. Věšichni testovaní museli být schopni samostatné chůze. Pro hodnocení chůze byla využita škála funkčních kategorií chůze (Functional Ambulation Categories – FAC) (viz Příloha 1, s. 86).

Pro zařazení do výzkumu museli probandi dosáhnout úrovně 3 a více dle FAC, pokud by mohli používat lokomoční pomůcku. Testovaní pacienti neměli v anamnéze závažný úraz či onemocnění, které by mohly ovlivnit rovnovážné funkce. Dále u pacientů nebyly výrazné poruchy kognitivní funkce, testovaný musel být schopný pochopit průběh testování.

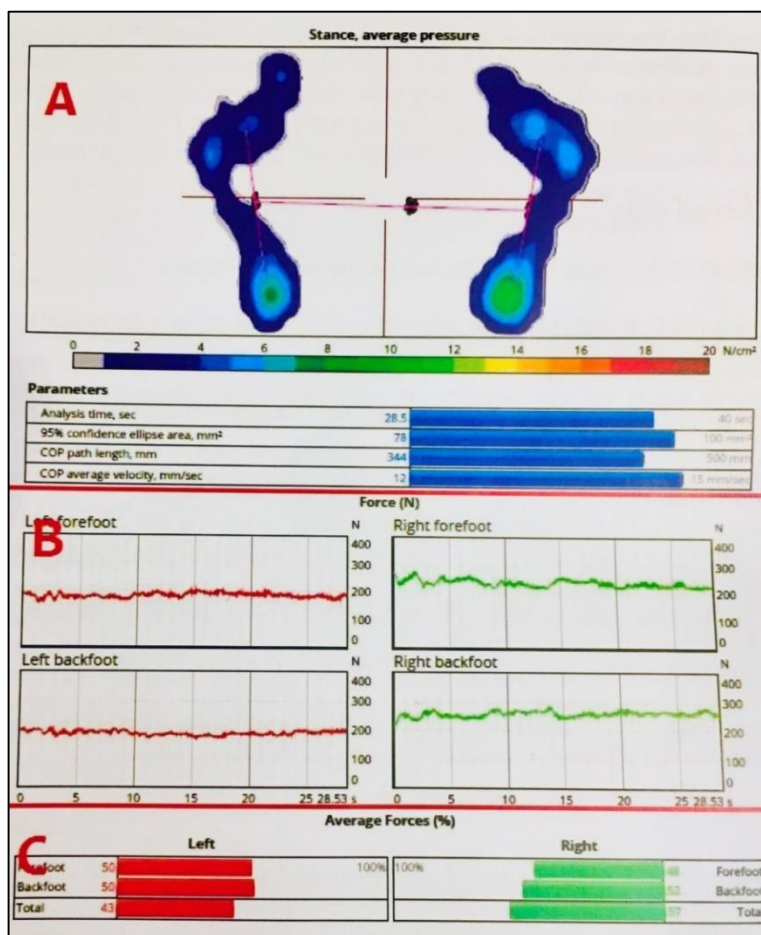
K zjištění anamnestických údajů byl využit dotazník (viz Příloha 2, s. 87). Do zdravotnické dokumentace pacientů nebylo nahlíženo. Pacienti absolvovali 2 měření, vstupní a výstupní. Vstupní hodnocení bylo provedeno ihned po přijetí na oddělení, popřípadě v momentě, kdy byl pacient schopen samostatné chůze. Výstupní měření bylo provedeno před propuštěním z oddělení. Během hospitalizace prodávali pacienti konvenční rehabilitační léčbu vycházející z neurofyziologického postupu. Podmínkou pro přijetí do výzkumu bylo podepsání informovaného souhlasu (viz Příloha 3, s. 88-89). Pacient byl použit, pokud kdykoliv testování odmítnout bez udání důvodu. Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci (viz Příloha 4, s. 90).



### 3.2 Postup měření

Měření probíhalo na chodícím pásu Zebris FDM-T se zabudovanou tlakovou plošinou od německé firmy Zebris Medical GmbH. Systém FDM-T využívá ke snímání silových parametrů tlakovou plošinu velikosti 150 x 50 cm, ta se nachází pod chodícím pásem. Software umožní měření rozložení sil za statických a dynamických situací, nabízí možnost analýzy stoje a chůze (Kolářová et al., 2019, s. 41–43). Pro výzkum diplomové práce byl zkoumán pouze stoj, bylo tedy analyzováno zatížení DKK a chování COP za statických podmínek.

Během testování byl pacient instruován, aby stál vzpřímeně na chodícím pásu a HKK měřil podél těla. Při testování měl pacient otevřené oči, pokud nebyl vyzván k jejich zavření. Každá testovaná situace probíhala přibližně 30 sekund. V případě rizika pádu byl pacient poučen, aby se chytil bradel, navíc v jeho blízkosti byla druhá osoba, která by v případě pádu zabránila.



Obrázek 2 Report analýzy stoje (Kolářová et al., 2019, s. 44)

Měly by být dvě situace:

- Klidný, vzpřímený stoj s otevřenými ohyby (bez opory HKK)
- Klidný, vzpřímený stoj se zavřenými ohyby (bez opory HKK)

Testované parametry:

- **95 % confidence ellipse area (mm<sup>2</sup>)** – plocha, kde se nachází 95 % vlnkových projekcí COP v měřeném úseku
- **COP path length (mm)** – délka trajektorie pohybu COP v měřeném úseku
- **COP average velocity (mm/s)** – průměrná rychlost pohybu COP
- **Average Forces (%)** – průměrné procentuální zatížení pravé a levé DK (Kolářová et al., 2019, s. 43)

Všechny tyto parametry poskytuje výstupní report softwaru FDM-T (viz Obrázek 2, s. 33).

### 3.3 Statistické zpracování dat

Naměřená data byla zaznamenána softwarem FDM-T do výstupního reportu a poté připsána do programu MS Excel 2016. Pro statistické hodnocení byl využit program Statistica 13.3.0. Byla provedena popisná statistika vstupních a výstupních dat každého hodnoceného parametru pro zhodnocení míry jejich změny.

Z důvodu malého počtu probandů byl pro hodnocení využit neparametrický Wilcoxonův párový test. Všechny testované situace byly hodnoceny na hladině signifikance  $p < 0,05$ .

## 4 Výsledky

V této kapitole budou interpretovány výsledky jednotlivých výzkumných otázek. Vzhledem k asymetrickému charakteru dat je medián vhodným ukazatelem střední hodnoty není aritmetický průměr, proto bude v tabulkách uveden jako první. Ke každému Wilcoxonovu testu byl vytvořen krabicový graf, v případě signifikantního výsledku budou krabicové grafy zobrazeny přímo v textu této práce, u nesignifikantních výsledků poté v přílohách.

### 4.1 Výsledek výzkumné otázky 1

#### **Má vizuální vstup významnou roli pro udržení posturální stability u pacientů po iCMP?**

K ověření hypotéz  $H_{01}$  a  $H_{02}$  byl použit neparametrický Wilcoxon v párový test. Pro hypotézu  $H_{01}$  byly vyšetřeny průměrné hodnoty COP path length (PL), 95% confidence ellipse area (95CE) a COP average velocity (VEL) v situaci s otevřeným a zavřeným obojím během vstupního vyšetření. Jeden z testovaných probandů nebyl schopen při vstupním vyšetření udržet vzpřímený stoj se zavřeným obojím bez opory HKK, proto byla tato situace hodnocena pro 7 subjektů.

Pro hypotézu  $H_{02}$  byly vyšetřeny průměrné hodnoty těchto parametrů, a to v situaci s otevřeným a zavřeným obojím během výstupního měření po absolvované rehabilitaci.

V následujících tabulkách jsou uvedeny popisné statistiky parametrů PL, 95CE a VEL (medián, průměr, směrodatná odchylka (SD), minimální a maximální hodnota) a výsledná hodnota Wilcoxonova párového testu během vstupního (viz Tabulka 2, s. 36) a výstupního měření (viz Tabulka 3, s. 37).

V případě, že hodnota neparametrického Wilcoxonova párového testu dosáhla hladiny signifikance, je označena červeným písmem.

**Tabulka 2** Popisná statistika parametr PL, 95CE a VEL pro vstupní měření (otevřené vs. zavěšené)

COP path length	Medián	Průměr	SD	Minimum	Maximum
VV OO PL	628,5	798,88	477,43	350	1842
VV ZO PL	797	1045,86	592,36	661	2333
<b>Wilcoxon v párový test p = 0,18</b>					
95% confidence ellipse area	Medián	Průměr	SD	Minimum	Maximum
VV OO 95CE	649	1333,13	2069,57	324	6432
VV ZO 95CE	1617	2757,43	3834,64	426	11254
<b>Wilcoxon v párový test p = 0,18</b>					
COP average velocity	Medián	Průměr	SD	Minimum	Maximum
VV OO VEL	22	28,13	17	12	65
VV ZO VEL	28	36,58	20,9	23	82
<b>Wilcoxon v párový test p = 0,17</b>					

**Legenda:** VV – vstupní měření, OO – otevřené oči, ZO – zavěšené oči, PL – COP path length, 95CE – 95% confidence ellipse area, VEL – COP average velocity

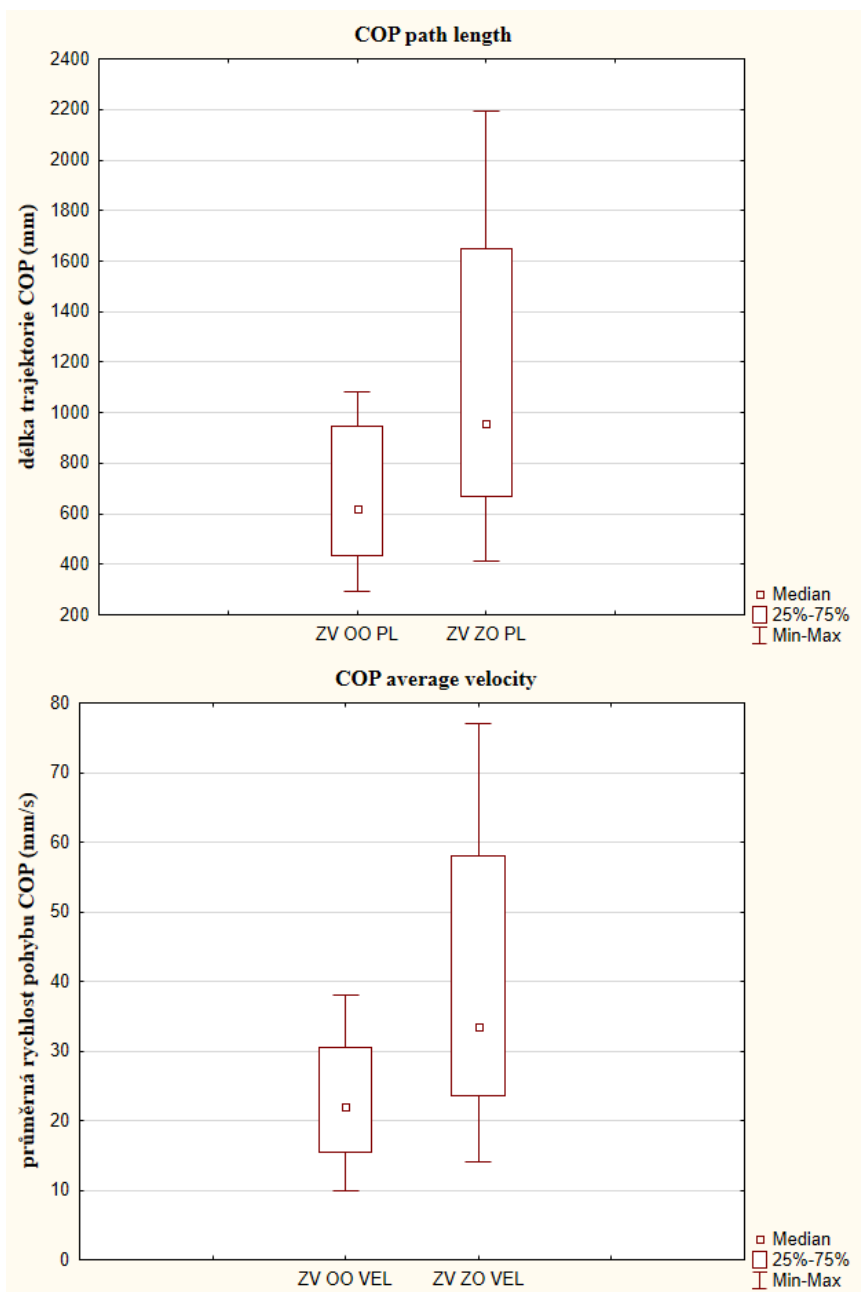
**Komentář k H<sub>01</sub>:** neparametrický Wilcoxon v párový test neudává signifikantní výsledek u žádného z testovaných parametrů (krabicové grafy – viz Příloha 5-7, s. 91-92). H<sub>01</sub> **nelze** zamítnout.

**Tabulka 3** Popisná statistika parametrů PL, 95CE a VEL pro výstupní měření (otevřeně vs. zavřeně oči)

COP path length	Medián	Průměr	SD	Minimum	Maximum
ZV OO PL	621	672,25	288,42	294	1080
ZV ZO PL	955,5	1145	620,66	413	2195
<b>Wilcoxon v párový test <math>p = 0,02</math></b>					
95% confidence ellipse area	Medián	Průměr	SD	Minimum	Maximum
ZV OO 95CE	547	1173,13	1224,7	164	3227
ZV ZO 95CE	1573	1603,88	1154,78	358	3929
<b>Wilcoxon v párový test <math>p = 0,26</math></b>					
COP average velocity	Medián	Průměr	SD	Minimum	Maximum
ZV OO VEL	22	23	9,62	10	38
ZV ZO VEL	33,5	40,13	21,9	14	77
<b>Wilcoxon v párový test <math>p = 0,02</math></b>					

**Legenda:** ZV – výstupní (zavřeně) vyšetření, OO – otevřeně oči, ZO – zavřeně oči, PL – COP path length, 95CE – 95% confidence ellipse area, VEL – COP average velocity

**Komentář k  $H_02$ :** neparametrický Wilcoxon v párový test udává signifikantní rozdíl pro parametr PL a VEL. Pro signifikantní hodnoty byly vytvořeny krabicové grafy (viz Obrázek 3, s. 38). Hodnota 95CE nedosáhla hladiny významnosti (krabicový graf – viz Příloha 8, s. 92).  $H_02$  **zamítáme** pro parametr PL a VEL.



**Legenda:** ZV ó záv re né (výstupní) vy-et ení, OO ó otev ené o i, ZO ó zav ené o i, PL ó COP path length, VEL ó COP average velocity

**Obrázek 3** Krabicové grafy pro signifikatní výsledky parametr PL a VEL (výstupní m ení)

## 4.2 Výsledek výzkumné otázky . 2

### Dojde u pacientů po iCMP za dobu hospitalizace ke zlepšení posturální stability?

K ověření hypotéz H<sub>03</sub> a H<sub>04</sub> byl použit neparametrický Wilcoxon v párový test. Pro hypotézu H<sub>03</sub> byly vypočteny průměrné hodnoty Average Forces (AF) pro paretickou DK v situaci s otevřenými ořechy b hem vstupního a výstupního měření.

Pro ověření hypotézy H<sub>04</sub> byly vypočteny taktéž průměrné hodnoty AF pro paretickou DK, a to v situaci se zavřenými ořechy b hem vstupního a výstupního měření. Jeden z testovaných probandů nebyl schopen při vstupním vyšetření udržet vzpřímený stoj se zavřenými ořechy bez opory HKK, tato situace byla hodnocena jen pro 7 subjektů.

V následujících tabulkách jsou uvedeny popisné statistiky parametru AF pro paretickou DK (medián, průměr, SD, minimální a maximální hodnota) a výsledek Wilcoxonova testu b hem otevřených (viz Tabulka 4, s. 39) a zavřených ořechů (viz Tabulka 5, s. 40). Dále jsou zde zobrazeny sloupcové grafy pro reprezentaci asymetrie zatížení DKK dle AF při otevřených ořechů (viz Obrázek 4, s. 41) a při zavřených ořechů (viz Obrázek 5, s. 41).

V případě, že hodnota neparametrického Wilcoxonova párového testu dosáhla hladiny signifikance, je označena červeným písmem.

**Tabulka 4** Popisná statistika parametru AF při otevřených ořechů (vstupní vs. výstupní měření)

Average Forces	Medián	Průměr	SD	Minimum	Maximum
VV OO AF P	44	48,25	15,32	36	85
ZV OO AF P	47	46,25	5,42	39	53
<b>Wilcoxon v párový test p = 0,69</b>					

**Legenda:** VV o vstupní vyšetření, ZV o závěrečné (výstupní) vyšetření, OO o otevřené ořechy, P o paretická DK, AF o Average Forces

**Komentář k H<sub>03</sub>:** neparametrický Wilcoxon v párový test neprokázal signifikantní rozdíl v zatížení paretické DK pro situaci s otevřenými ořechy (krabicový graf viz Příloha 9, s. 93). H<sub>03</sub> **nelze** zamítnout.

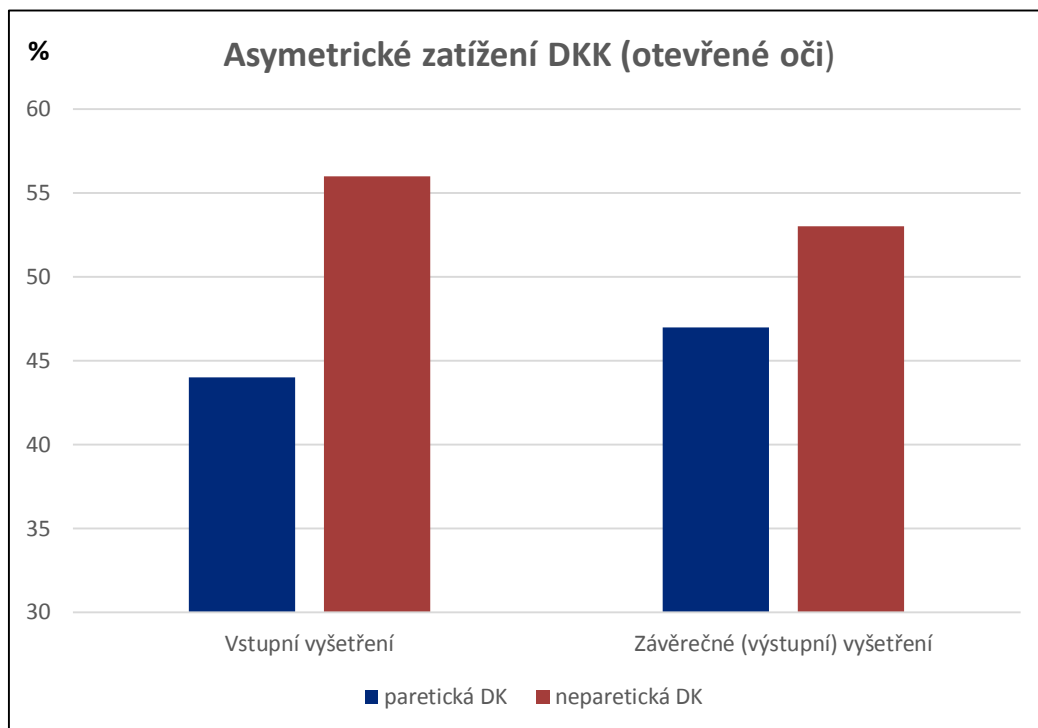
**Tabulka 5** Popisná statistika parametru AF p i zav ených o ích (vstupní vs. výstupní m ení)

Average Forces	Medián	Pr m r	SD	Minimum	Maximum
VV ZO AF P	45	43,43	3,6	38	47
ZV ZO AF P	47	47,5	6,4	40	60
<b>Wilcoxon v párový test p = 0,05</b>					

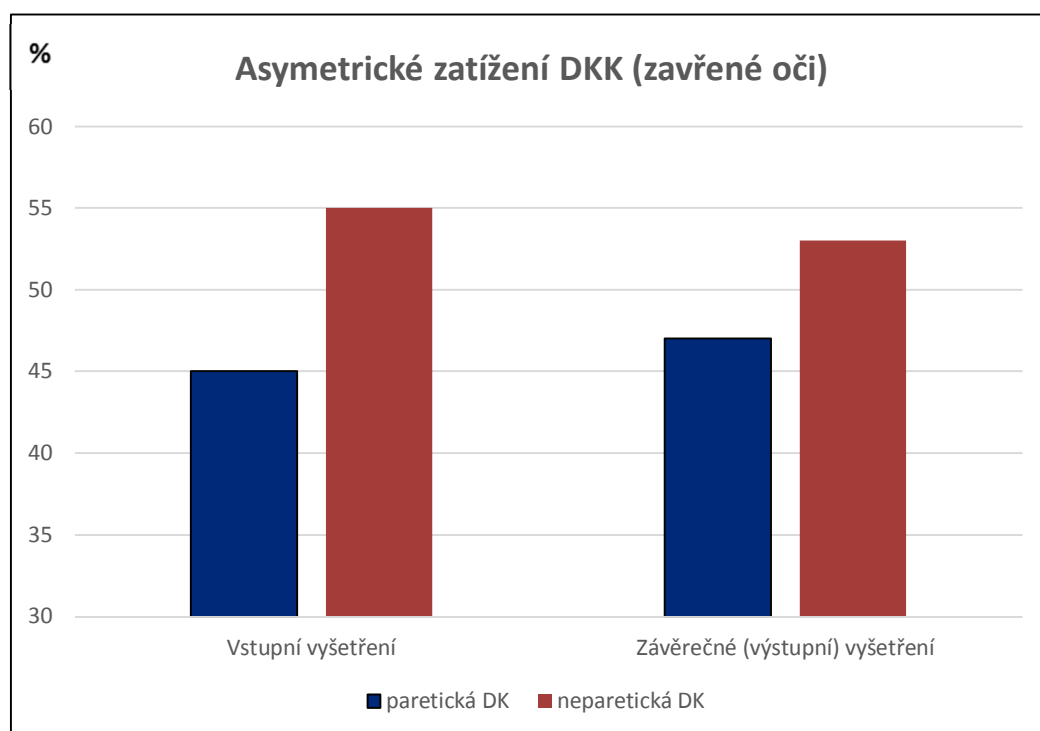
**Legenda:** VV ó vstupní vy-et ení, ZV ó záv re né (výstupní) vy-et ení, ZO ó zav ené o i, P ó paretická DK, AF ó Average Forces

**Komentá k H<sub>04</sub>:** neparametrický Wilcoxon v test nedosáhl signifikantních hodnot (krabicový graf ó viz P íloha 10, s. 93). P estofe je výsledek hrani ní, H<sub>04</sub> **nelze** zamítnout.





**Obrázek 4** Graf znázorující zatížení DKK při otevřených očích



**Obrázek 5** Graf znázorující zatížení DKK při zavřených očích

K ov ení hypotéz  $H_{05}$  a  $H_{06}$  byl použit neparametrický Wilcoxon v párový test. P i ov ení hypotézy  $H_{05}$  byly vypo teny pr m rné hodnoty PL, 95CE a VEL s otev enýma o ima b hem vstupního a výstupního m ení.

Pro ov ení hypotézy  $H_{06}$  byly vypo ítány totofné hodnoty se zav enýma o ima b hem vstupního a výstupního m ení. Jeden z testovaných proband nebyl schopen p i vstupním vy-et ení udržet vzp ímený stoj se zav enýma o ima bez opory HKK, tato situace byla hodnocena jen pro 7 subjekt .

V následujících tabulkách jsou uvedeny popisné statistiky parametr PL, 95CE a VEL b hem vstupního a výstupního m ení (medián, pr m r, SD, minimální a maximální hodnota) a výsledná hodnota Wilcoxonova párového testu p i otev ených o ích (viz Tabulka 6, s. 42) a zav ených o ích (viz Tabulka 7, s. 43).

V p ípad , že hodnota neparametrického Wilcoxonova párového testu dosáhla hladiny signifikance, je ozna ená červeným písmem.

**Tabulka 6** Popisná statistika parametr PL, 95CE a VEL p i otev ených o ích (vstupní vs. výstupní m ení)

<b>COP path length</b>	<b>Medián</b>	<b>Pr m r</b>	<b>SD</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>
VV OO PL	628,5	798,88	477,43	350	1842
ZV OO PL	621	672,25	288,42	294	1080
<b>Wilcoxon v párový test p = 0,33</b>					
<b>95% confidence ellipse area</b>	<b>Medián</b>	<b>Pr m r</b>	<b>SD</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>
VV OO 95CE	649	1333,13	2069,57	324	6432
ZV OO 95CE	547	1173,13	1224,7	164	3227
<b>Wilcoxon v párový test p = 0,67</b>					
<b>COP average velocity</b>	<b>Medián</b>	<b>Pr m r</b>	<b>SD</b>	<b>Minimum</b>	<b>Maximum</b>
VV OO VEL	22	28,13	17	12	65
ZV OO VEL	22	23	9,61	10	38
<b>Wilcoxon v párový test p = 0,3</b>					

**Legenda:** VV ó vstupní vy-et ení, ZV ó záv re né (výstupní) vy-et ení, OO ó otev ené o í, PL ó COP path length, 95CE ó 95% confidence ellipse area, VEL ó COP average velocity

**Komentá k  $H_{05}$ :** neparametrický Wilcoxon v párový test neobjevil pro fládný parametr signifikantní rozdíl (krabicové grafy ó viz P íloha 11-13, s. 94-95).  $H_{05}$  **nelze** zamítnout.

**Tabulka 7** Popisná statistika parametrů PL, 95CE a VEL při zavěšených očí (vstupní vs. výstupní měření)

COP path length	Medián	Průměr	SD	Minimum	Maximum
VV ZO PL	797	1045,86	592,36	661	2333
ZV ZO PL	955	1145	620,66	413	2195
<b>Wilcoxon v párový test p = 0,74</b>					
95% confidence ellipse area	Medián	Průměr	SD	Minimum	Maximum
VV ZO 95CE	1617	2757,43	3834,64	426	11254
ZV ZO 95CE	1573	1603,88	1154,78	358	3929
<b>Wilcoxon v párový test p = 0,4</b>					
COP average velocity	Medián	Průměr	SD	Minimum	Maximum
VV ZO VEL	28	36,58	20,88	23	82
ZV ZO VEL	33,5	40,13	21,89	14	77
<b>Wilcoxon v párový test p = 0,5</b>					

**Legenda:** VV – vstupní vyšetření, ZV – závěrečné (výstupní) vyšetření, ZO – zavěšené oči, PL – COP path length, 95CE – 95% confidence ellipse area, VEL – COP average velocity

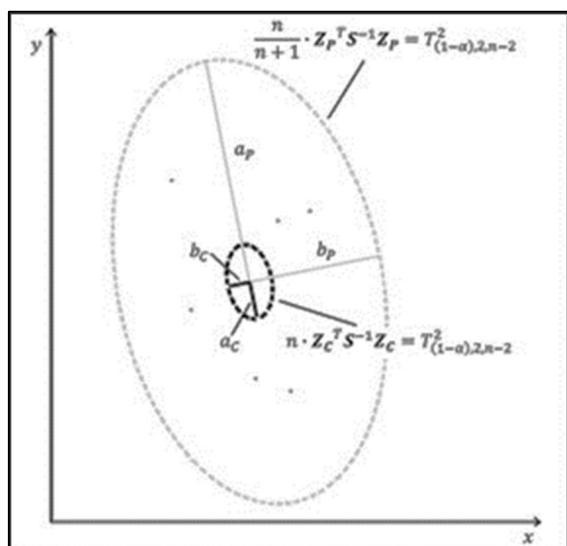
**Komentář k H<sub>06</sub>:** neparametrický Wilcoxon v párový test neobjevil pro žádný parametr signifikantní rozdíl (krabicové grafy – viz Příloha 14-16, s. 95-96). H<sub>06</sub> **nelze** zamítnout.

## 5 Diskuze

V této práci byla k testování použita tenzometrická plošina Zebris, která obvykle nebývá využívána ve studiích hodnotících rovnováhu za statických podmínek. Pesto dokáže poskytnout informace o parametrech COP i o procentuálním zatížení DKK, stejně jako o které silové plošině. Využitý byl typ FDM-T, kde je plošina (150 x 50 cm) zabudována v chodícím páse a v kineziologické laboratoři FNOL bývá v tísňově využívána k analýze chůze pacientů. Nicméně plošina Zebris je vyráběna ve více velikostech a pro hodnocení rovnováhy za statických podmínek lze využít plošinu menších rozměrů. Například typ FDM-S (690 x 400 x 21 mm) má dle informací výrobce hmotnost 6,5 kg (Zebris Medical GmbH, 2016, s. 12), lze s ní tedy snadno manipulovat a může být používána mimo laboratoř.

Plošina Zebris má i parametr 95% confidence ellipse area označující 95 % v-ech projekcí COP za měřený čas. Ten není automaticky i studií nepovažují za zcela vhodný. Pro přijatelnou úroveň spolehlivosti tohoto parametru se považuje zkouška, která trvá alespoň 60 sekund, což například v této práci splněno nebylo, jednotlivé zkoušky trvaly 30 sekund (Doyle et al., 2007, s. 171). Jiní autoři ho zase nepovažují za vhodný z důvodu nesprávné interpretace ve studiích, kdy bývá zaměňován za parametr prediction ellipse. Jedná se o odlišné parametry, kdy confidence ellipse hodnotí průměrnou aktuálního měření a je obvykle menší než parametr prediction ellipse, který označuje pravděpodobnou oblast budoucího pozorování (viz Obrázek 6, s. 45). Navíc v případě malého vzorku probandů je rozptyl COP velký a výsledná elipsa nedokáže určit skutečné průměrné hodnoty vztažené na určitou populaci (Schubert et Kirchner, 2014, s. 520-521).

Vhodným parametrem pro hodnocení rovnováhy je COP path length, který plošina Zebris také analyzuje. Určuje délku trajektorie COP během celkového času testování, zde platí negativní korelace, vyšší hodnoty značí menší posturální stabilitu (Portnoy et al., 2017, s. 691-692). Posledním parametrem charakterizujícím COP, který Zebris nabízí, je COP average velocity označující průměrnou rychlost COP během měřené situace. I zde vyšší hodnota značí zhoršené posturální funkce a nižší rovnováhu jedince (Khiabani et al., 2017, s. 5; Pyöriä, Era et Talvitie, 2004, s. 132-133; Peurala et al., 2007, s. 101-108).



**Obrázek 6** Zobrazení prediction ellipse (—edá) versus confidence ellipse (—erná), testovací vzorek pro ob elipsy tototfný (Schubert et Kirchner, 2014, s. 520)

## 5.1 Diskuze k v decké otázce . 1

### 5.1.1 Význam vizuálního vstupu u pacient po CMP

Jak bylo napsáno v teoretické ásti, schopnost udržet vzp ímené drflení t la ve statických i dynamických íinnostech vyžaduje integritu senzomotorického systému, jehoí komponenty (somatosenzorický, vestibulární, vizuální a motorický systém) jsou u pacient po CMP naru—eny. Posturální kontrola se m fle obnovit zotavením po—kozené elementární funkce, av—ak ast ji obnova nastane na základ vytvo ení ur íté kompenza ní strategie. U pacient po CMP se jedná o závislost na vizuálních informacích (Yelnik et al., 2006, s. 262; Bonan et al., 2004A, s. 270). Nejedná se o vhodnou strategii, protoíle jedinci mohou nadm rn d v ovat vizuálním vstup m i v situaci, kdy nejsou p esné, a naopak informace z vestibulárního a somatosenzorického systému mohou být v po ádku (Yelnik et al., 2006, s. 262).

V t—í závislost na vizuálním vstupu potvrdila i studie od Marigold et Eng (2006, s. 249- 255), která porovnávala vizuální závislost na udržení rovnováhy u pacient v chronické fázi CMP (n=28) a u zdravých jedinc (n=28). Hodnocen byl klidný, vzp ímený stoj s otev enýma a zav enýma o íma. V porovnání se zdravými jedinci byla u pacient po CMP prokázána signifikantní níí—í stabilita v moment , kdy nem li k dispozici vizuální informace. Výsledky studie taktéí ukázaly u pacient v t—í asymetrii v zatíílení DKK v situaci, kdy m li o i zav ené.

Pacienty v chronické fázi hodnotila také studie od Bonan et al. (2004A, s. 268-273), kdy u 40 proband minimáln rok od vzniku CMP pozorovali rovnováhu za r zných

senzorických podmínek. Auto i této studie vyuffili k hodnocení CDP, p esn ji Sensory Organization Test, který poskytuje výsledky o rovnováze testovaného na základ porovnání normativních hodnot jedinc stejné v kové kategorie. V situacích, kdy pacienti nem li k dispozici informace z vizuálního systému i v p ípad vizuo-vestibulárního konfliktu, m li signifikantn ní-í skóre v porovnání s hodnotami zdravých jedinc .

Zda více spoléhají na vizuální vstup i pacienti v subakutní fázi CMP zkoumala studie od Yelnik et al. (2006, s. 262-269). Pacienti v subakutní fázi onemocn ní (n=25) byli porovnáváni se skupinou zdravých jedinc stejné v kové kategorie (n=25). Rovnováha byla hodnocena b hem sedu a auto i studie vyuffili optokinetickou stimulaci. Optokinetická stimulace vytvá í vizuální informace, které jsou v rozporu se zbývajícími sensorickými vstupy. B hem této stimulace byla u pacient nam ena signifikantn v t-í odchylka COP ve frontální rovin na rozdíl od situace, kdy vizuální vstup nebyl ovlivn n. Odchylka COP ve frontální rovin byla následkem úklonu t la pacienta v mediolaterálním sm ru. Auto i studie do-li k záv ru, že p i optokinetické stimulaci dochází u pacient k poklesu posturálního výkonu, ale že samotný náklon t la nemusí být nutn výsledkem hor-í stability a nemusí vyvolávat stabiliza ní reakce pro udržení rovnováhy. Auto i na záv r upozor ují na skute nost, že vizuální závislost u pacient v po áte ních stádiích onemocn ní není zp sobená jen neurologickým po-kozením, ale je nutné brát v úvahu, že se mohlo jednat o fyziologické chování jedince pro udržení rovnováhy je-t p ed onemocn ním.

Studie od Bonan et al. (2004A, s. 268-273) ukázala u 40 proband signifikantn ní-í rovnováhu v situacích, kdy stáli na pohyblivé plo-ín se zav enýma o ima i v p ípad vizuo- vestibulárního konfliktu. Pokud v-ak auto i skupinu pacient rozd lili na dv , dle strany léze, do-li k jiným výsledk m. Dle nich byla signifikantn ní-í rovnováha v obou vý-e zmi ovaných situacích pouze u pacient s lézí v pravé hemisfé e. Pokud -lo o pacienty s levostrannou lézí, výsledky signifikantních hodnot nedosáhly. Tím auto i zjistili, že pacienti s pravostrannou lézí více spoléhají na vizuální informace a zároveň potvrdili výsledky z p edchozích studií, které taktéfl do-ly k záv ru, že pacienti s pravostrannou lézí mají v t-í problémy s rovnováhou (Bonan et al., 2004A, s. 272, Hesse et al., 1994, s. 161-166; Rode, Tiliket et Boisson, 1997, s. 11-16; Peurala et al., 2007, s. 101-108). A koli tyto studie zjistily vztah mezi zhor-enou rovnováhou a stranou léze, nebylo vytvo eno moc studií, které by dál zji- ovaly, zda je spoléhání na vizuální vstup závislé na stran léze. Jednou z nich byla studie od Yelnik et al. (2006, s. 262-269), která porovnávala rozdíly mezi pacienty s levostrannou a pravostrannou lézí b hem optokinetické stimulace. Výsledky ukázaly, že pacienti s pravostrannou lézí b hem stimulace m li signifikantn v t-í odchylky COP

ve frontální rovině oproti jedincům s levostrannou lézí. Přesto auto i do-li k závěru, že tento přesun COP nemusí být primárně výsledkem v-tí nestability jedince. Ani naše výsledky nemohou více objasnit, zda strana léze tuto skutečnost ovlivňuje, protože ná-testovací vzorek neměl rovnoměrné zastoupení jedinců s pravostrannou (n=1) a levostrannou hemisferální lézí (n=7). Nicméně by bylo vhodné provedení dalších studií, které by více tento vztah zkoumaly.

Závislost na vizuálním vstupu se netýká pouze pacientů po CMP, ale byla prokázána i u dalších onemocnění, například u Parkinsonovy choroby i při vestibulárních onemocněních (Azulay et al., 2002, s. 1110-1111; Suárez et al., 2001, s. 223). Pozorována byla také u starších zdravých jedinců, zejména pak u těch, kteří měli zkušenosti s pády. U těchto osob se jedná pravděpodobně o fyziologickou reakci na základě zmíněné propiocepce související s věkem (Lord et Webster, 1990, s. 276).

Naše studie hodnotila změnu parametru COP ve vzpřímeném stoji, v situaci s otevřenými a zavřenými očima. Výsledky ukázaly při výstupním vyšetření signifikantní rozdíl parametrů PL a VEL mezi situacemi s otevřenými a zavřenými očima. Kvůli velikosti testovaného vzorku je nelze považovat za jednoznačné. Výsledky se shodují s výzkumem provedeným v práci Portnoy et al. (2017, s. 685-693), který porovnával posturální reakce mezi zdravými jedinci a pacienty s CMP. Skupina zdravých jedinců byla dále rozdělena na mladší a starší věkovou kategorii. Hodnotila se situace klidného, vzpřímeného stoje během otevřených a zavřených očí. Studie ukázala významný rozdíl v hodnotách PL mezi zdravými jedinci a pacienty po CMP během zavřených očí. Zároveň u pacientů po CMP byl signifikantní rozdíl mezi situacemi s otevřenými a zavřenými očima, kdy v případě zavřených očí měla signifikantní v-tí PL.

Co se týká parametru VEL, naše studie došla k podobným závěrům jako ta od Marigold et Eng (2006, s. 249-255), která porovnávala hodnoty VEL mezi pacienty po CMP a zdravými jedinci. Její výsledky ukázaly signifikantní rozdíl v rovnováze mezi skupinami v situaci se zavřenými očima pouze v mediolaterálním směru. Jelikož ná-parametr VEL není rozdělen na mediolaterální a anteroposteriorní směr, nelze určit, zda obě studie došly ke zcela stejným výsledkům. Pro další výzkumy by bylo vhodné získat data o parametrech z jednotlivých směrů.

### **5.1.2 Mechanismus vedoucí k nadměrnému spolehání na vizuální informace**

Dříve se předpokládalo, že v-tí závislost na vizuálních informacích u pacientů po CMP je z důvodu snížené integrace somatosenzorických informací (Di Fabio et Badke, 1991, s. 294-295). Avšak dle autorů Bonan et al. (2004A, s. 270) se nejedná o dostatečné vysvětlení, pro které tomuto fenoménu dochází. V jejich výzkumu během situace, kdy jedinci po CMP stáli na pohyblivé plošině (změna somatosenzorických informací), nedosáhli signifikantní míry

hodnot posturálních funkcí nejl zdraví jedinci stejné v kové kategorie. Rozdíl nastal v situacích vizuální deprivace nebo vizuo-vestibulárního konfliktu, kdy m li tito pacienti hodnoty významn níí oproti zdravé populaci.

Dalím p edpokladem pro nadm rné spoléhání na vizuální informace, krom patné integrace somatosenzorických informací, je porucha vestibulární funkce i neschopnost vyuffítvat vestibulární vstup kv li lézím postihujících vestibulární k ru (Yelnik et al., 2002, s. 2249-2251; Miyai, Mauricio et Reding, 1997, s. 40; Bonan et al., 2004A, s. 268). Stejn jako u p edchozího tvrzení s tímto auto i Bonan et al. (2004A, s. 268-273) zcela nesouhlasili. V jejich výzkumu 2/3 pacient po CMP m lo signifikantn horí rovnováhu v situaci, kdy nastal vizuo-vestibulární konflikt (pohyb silové plo-iny a kabiny zároveň ) a bylo pot eba, aby pacienti spoléhali na vestibulární vstup a zároveň ignorovali vizuální informace. Av-ak pouze polovina z t chto pacient m la problém s vyuffítím vestibulárních informací i v p ípad , kdy vzp ímen stáli se zav enýma o ima na pohyblivé plo-in . Naopak druhá polovina v této situaci problém s vyuffítím vestibulárních informací pro udržení rovnováhy nem la, cofl nazna uje, že u nich byla vestibulární dráha neporu-ená a byla k dispozici.

Bonan et al. (2004A, s. 268-273) p ípou-tí, že sníženou rovnováhu p i vizuální deprivaci m že zp sobit po-kození vestibulární funkce, ale s velkou pravd podobností se více nejl o elementární smyslové po-kození jedná o neschopnost výb ru vhodného vstupu (reweighting), která se d je na vy-í úrovni CNS. Na základ této domn nky se auto i zam íli na souvislost mezi naru-enou rovnováhou a lézí zasahující vestibulární kortex. Vestibulární kortex je schopný integrovat vestibulární vstupy, ale sv j-ír-í význam má v multisenzorické integraci, protože bylo zji-t no, že u lidí reaguje vestibulární kortex také na stimulaci somatosenzorickou (Brandt, Dieterich et Danek, 1994, s. 409-410; Bottini, 2001, s. 1185-1186). Multisenzorická integrace probíhá ve v-ech oblastech mozku, které adíme do vestibulární k ry. Neexistuje oblast, adící se do vestibulárního kortexu, která by integrovala pouze vestibulární vstupy (primární vestibulární oblast) a neú astnila se multisenzorické integrace (Brandt et al., 1998, s. 1756). Bonan et al. (2004A, s. 268-273) dle výsledk jejich studie nezaznamenali řádnou spojitost mezi snížením rovnováhy v situaci vizuální deprivace a lokalizací léze v rámci celé vestibulární k ry. Av-ak pokud se zam íli jen na lézi v parieto-insulárním vestibulárním kortexu (PIVC), který taktéř do vestibulární k ry pat í, zjistili signifikantn horí rovnováhu v situaci vizuo-vestibulárního konfliktu. PIVC se ozna uje jako hlavní oblast kortikální reprezentace pro vestibulární vstup, navíc bylo prokázáno, že je PIVC b hem vizuálního vnímání pohybu deaktivován. P edpokládá se tedy,



flé je zapojen do vzájemné vizuo-vestibulární interakce (Bonan et al., 2004A, s. 272, Brandt et al., 1998, s. 1749-1758; Miyai, Mauricio et Reding, 1997, s. 36).

Mechanismus vedoucí k nadměrnému spoléhání na vizuální informace není tedy zcela jednoznačný. Dokonce, jak už bylo zmíněno výše, se může jednat o fyziologickou kompenzační reakci u starších osob. To potvrdila studie autorů Blanks et al. (1996, s. 39-48). Ve studii zjišťovali efekt optokinetické stimulace na posturální funkce u zdravých jedinců (n=30) různého věku v rozptylu od 25 let do 75 let. Hodnoceny byly parametry COP získané ze silové plošiny posturografu. V porovnání s mladšími jedinci vykazovali probandí ze starší věkové kategorie během optokinetické stimulace výraznější pohyby COP jak anteroposteriorním, tak mediolaterálním směrem.

Vizuální závislost je přirozenou reakcí hlavně u starších, zdravých osob, které mají zkušenost s pády (Yelnik et al., 2006, s. 263). Poškození schopnosti reweightingu může být základem špatné posturální kontroly, a tím se zvyšuje riziko pádu těchto osob v případě, kdy nemají k dispozici správné vizuální informace (Jeka et al., 2006, s. 518). Jelikož mnoho pacientů po CMP patří do starší věkové kategorie, může být závislost na informacích z vizuálního systému přirozená již z doby před začátkem onemocnění a nemusí se jednat jen o neurologické poškození.

### **5.1.3 Terapie s využitím vizuální deprivace**

Bonan et al. (2004B, s. 274-278) na základě problematiky nadměrného spoléhání na vizuální informace navrhli, aby byla i rehabilitace zaměřená na sensorické strategie jedince. Ve své studii hodnotili rehabilitační intervenci u experimentální (n=10) a kontrolní (n=10) skupiny, kdy u experimentální skupiny proběhl rehabilitační program s vizuální deprivací, jinak byly programy totožné. Cílem studie bylo přimět pacienty během vizuální deprivace využívat zbývající somatosenzorický a vestibulární vstup. U obou skupin intervence probíhala 60 minut 5x týdně po dobu 4 týdnů. Pro hodnocení byl využit Sensory Organization Test na CDP. Na konci studie byla u obou skupin signifikantně lepší stabilita. Významného zlepšení dosáhly obě skupiny ve stožení na pevné podložce s otevřenými i zavřenými očima. Experimentální skupina měla navíc lepší výsledky i při stožení se zavřenými očima na pohyblivé podložce a při vizuo-vestibulárním konfliktu, ale tyto výsledky nedosáhly hladiny signifikance. I přesto autoři zastávají názor, že u pacientů v experimentální skupině došlo k lepší integraci somatosenzorických a vestibulárních vstupů. Navíc vizuální deprivace pomohla pacientům využít relevantní informace pro danou situaci a jedinec se tím stal méně závislým na vizuálním vstupu.

Studie od Yelnik et al. (2008, s. 468-476) zase porovnávala u pacientů po CMP rehabilitační program založený na multisenzorickém cvičení s hemivizuální deprivací (n=33) s konvenční terapií vedenou na neurofyziologickém podkladě (n=35). Intervence probíhala 5x týdně po dobu 4 týdnů. Po skončení výzkumu dosáhly obě skupiny lepších rovnovážných schopností. Ačkoli experimentální skupina dosáhla lepších výsledků než kontrolní, stejně jako u předchozí studie výsledky nebyly signifikantní, proto nelze říci, že multisenzorický rehabilitační program s vizuální deprivací je vhodnější než konvenční terapie.

Taktéž Kim, Kang et Jeon (2015, s. 466-473) hodnotili, zda trénink pod vizuální deprivací je pro pacienty výhodnější. Na těchto probandech v chronickém stádiu CMP posuzovali efekt tréninku na chodícím pásu se zrakovou deprivací a bez ní. Ukázalo se, že trénink s vizuální deprivací vedl k signifikantně lepším výsledkům. Nicméně vzhledem k nízkému počtu probandů a různého počtu probíhání intervencí u každého z nich (10, 13 a 16), slouží tato práce jen jako podklad pro budoucí výzkumy.

Ačkoli nejsou výsledky terapie pod vizuální deprivací jednoznačné, pro zabránění stereotypních motorických odpovědí u pacientů by bylo vhodné prvky tohoto tréninku do terapie zaadit. Avšak kdyby každá terapie probíhala s vizuální deprivací, jednalo by se o určitý konflikt s doporučeným task-oriented přístupem, jelikož každou činnost v životě pod vizuální deprivací nekonáme. Task-oriented trénink, jak bylo zmíněno v teoretické části, podporuje konání pohybu v kontextu daného úkolu a za různých podmínek.

## **5.2 Diskuze k vdecké otázce . 2**

### **5.2.1 Asymetrické zatížení DKK u pacientů po CMP**

Mnoho neurologických onemocnění má doprovázenou zhoršenou posturální kontrolu a asymetrické zatížení DKK a není zatím zcela jasné, do jaké míry je za tento fenomén zodpovědný strach, senzomotorické a biomechanické omezení či poškození funkce CNS zaujmout správnou pozici těla atd. (De Haart et al., 2004, s. 893-894; Anker et al., 2008, s. 471). Při hodnocení vztahu mezi rozložením váhy a stabilitou je potřeba brát v potaz, že jsou zde velké rozdíly způsobené individuálními odlišnostmi v posturálních strategiích jedince (Anker et al., 2008, s. 471-472). U pacientů po CMP je důsledkem asymetrie hlavně spojení poškozené motorické funkce paretické DK s problémy udržení rovnováhy ve vzpřímeném postoji (Bohannon et Waldron, 1991, s. 20-21; Chengatanai et al., 2016, s. 52). V případě spastické hemiparézy dojde u některých pacientů kromě snížené schopnosti zatížit paretickou DK, také k poklesu rovnovážných reakcí kvůli špatné svalové spolupráci spastických svalů zejména v hlezenním kloubu a tendenci k zatížení přední a laterální strany chodidla. To má smyslovat

afl k tomu, fle se p i stoji pacient nedotýká patou podloflky, cofl vede op t k men-í stabilit vzhledem k naru-ení rovnováfných reakcí generovaných paretickou DK a v t-ímu zat flování nepostífené kon etiny. To lze pozorovat zejména v sagitální rovin , kdy jsou silové momenty generované kolem kotník skrze aktivitu sval DK závislé na kvalit BS (De Haart et al., 2004, s. 887). Zji-t ní, fle se COP pod paretickou DK posouvá více dop edu, by nem lo být p ekvapením vzhledem k popsanému zatíflení (p edonofí a laterální strana) vzniklého spasticitou. Nicmén studie ukázala stejné výsledky i u zdravých jedinc p i asymetrickém zatíflení DKK. Tudífl posun COP je d sledkem asymetrického zatíflení DKK nikoli neurologickým deficitem, který m fle spasticita p edstavovat (Genthon et al., 2008, s. 1797).

Asymetrické zatíflení DKK pat í mezi nejsnadn ji pozorovatelné a m ítelné zm ny u pacient po CMP. Ve vzp ímeném stoji u nich obvykle dochází k v t-ímu zatíflení neparetické DK (Chengatanai et al., 2016, s. 52). Asymetrie m fle být analyzovaná pomocí posturografie, av-ak v praxi se vyuffívá i metoda stoje na dvou digitálních váhách (Genthon et al., 2008, s. 489; Bohannon et Larkin, 1985, s. 1323-1325).

A koli b hem prvních týdn rehabilitace dochází k výraznému sníflení asymetrie, ur itý stupe asymetrického zat flování p etrvává. Neparetická DK nese v pr m ru asi o 10 % v t-í váhu. Tato asymetrie se zvy-uje b hem dual-task výkonu. P í inou pád v populaci chronických pacient proto m fle být fakt, fle p enos váhy na paretickou DK není provád n automaticky (De Haart et al., 2004, s. 893). Symetrické zatíflení DKK je považováno za primární cíl v rehabilitaci, je spojováno s lep-í rovnováhou a motorickými funkcemi a v t-í nezávislostí v ADL v subakutním stadiu onemocn ní. (Sackley, 1990, s. 179, 182-183). P i provedených experimentech, které navozovaly zm nu rozloflení váhy pomocí r zných klínk v obuvi, do-lo ke sníflení asymetrického zatíflení. Nelze v-ak potvrdit, zda zárove na základ t chto zásah do-lo k lep-í posturální kontrole u t chto jedinc (Aruin et al., 2000, s. 68-69; Chen et al., 2010, s. 54; Kamphuis et al., 2013, s. 1-2). S tímto tvrzením korelují i výsledky studie Mohapatra et al. (2012, s. 1-7), kde auto i náhodn rozd lili 11 proband v akutní fázi po CMP na experimentální (n=5) a kontrolní (n=6) skupinu. B hem dvoutýdenní intervence podstoupily ob skupiny 6x týdn konven ní terapii s rozdílem, fle experimentální skupina m la v obuvi pod neparetickou DK speciální stélku. Díky ní probandi více zat flovali paretickou kon etinu, tím do-lo k symetrii rozloflení váhy t la. Po 2 týdnech do-lo u experimentální skupiny ve stoji k signifikantnímu sníflení asymetrie, u kontrolní skupiny do-lo naopak k zvýrazn ní asymetrie, zde se v-ak nejednalo o statisticky významné hodnoty. Dal-ím parametrem bylo hodnocení rychlosti ch ze, kterou auto i považovali za ukazatel lep-í rovnováhy. Ob skupiny dosáhly významn lep-ího skóre, p i porovnání skupin m la

experimentální skupina lepší výsledky než kontrolní skupina, avšak o signifikantní výsledek se nejednalo. Tyto výsledky potvrzují předchozí tvrzení, že trénink s uměle navozením symetrie zatížení končetin není pro lepší rovnováhu zcela jednoznačný.

Terapeutické přístupy pracující na neurofyziologickém podkladě předpokládají, že je symetrické zatížení spojeno s lepší posturální stabilitou (Kollen et al., 2009, s. 92; Kamphuis et al., 2013, s. 1; Bonan et al., 2004B, s. 274). Ve studii od Yelnik et al. (2008, s. 468-476) autoři hodnotili změnu rovnovážných parametrů u pacientů po CMP. 35 probandů (3-15 měsíců po CMP) podstoupilo čtyřtýdenní intervenci, která zahrnovala fyzioterapii 5x týdně a byla vedena na podkladě Bobath konceptu. Zahrnovala také úkoly zaměřující se na symetrické rozložení váhy. Výsledky ukázaly signifikantní zlepšení rovnováhy na podkladě klinických testů, analýzy parametrů charakterizujících COP (posturografie) a hodnocení parametrů chůze.

Cheng et al. (2001, s. 1650-1654) zkoumali roli tréninku symetrického rozložení váhy v prevenci pádů. 54 subjektů po CMP bylo rozděleno na experimentální (n=30) a kontrolní skupinu (n=24). Obě skupiny podstoupily konvenční rehabilitaci založenou na neurofyziologickém podkladě. Experimentální skupina měla navíc předaný trénink sit-to-stand (trénink vstávání a posazování). V rámci studie byl hodnocen výkon v sit-to-stand testu, také symetrie zatížení DKK, svalová síla a pohyby COP. U všech probandů došlo ke snížení asymetrického zatížení DKK ve vzpřímeném stoji (statická pozice) a k menším pohybům COP v mediolaterálním směru. U experimentální skupiny navíc došlo k signifikantnímu zlepšení symetrického zatížení i během dynamických úkolů (zde například vstávání ze sedu), dále se zkrátil i čas, který probandi potřebovali ke vstávání ze židle a ke změně pohybu COP i v anteroposteriorním směru. Co se týká zaznamenaných pádů, během 6 měsíců upadlo 10 probandů z kontrolní skupiny (41,7 %), ale pouze 5 probandů z experimentální skupiny (16,7 %). Nicméně autoři v závěru studie upozorní, že pro potvrzení účinnosti tréninku

je potřeba dalších studií.

Studie od Adegoke et Akinkoye (2003, s. 15-19) hodnotila asymetrii v zatížení DKK a porovnávala vztah mezi poměrem asymetrie a motorickými funkcemi u pacientů po CMP (n=30). Poměr asymetrie byl vyjádřen jako procentuální zatížení neparetické DK dle procentuálních zatížení paretické DK. 93 % probandů významně více zatížovalo neparetickou DK. Studie objevila významnou negativní korelaci mezi poměrem asymetrie v zatížení DKK a motorickými funkcemi jedince (výsledek motor assessment scale). Hodnotu asymetrie lze

využít k monitorování zotavení motorických funkcí u pacientů s hemiparézou, to může pomoci lékařům i fyzioterapeutům při tvorbě rehabilitačních programů.

Výsledky naší práce ukazují, že po terapeutické intervenci došlo u pacientů ke zlepšení symetrie v zatížení DKK. Medián zatížení paretické končetiny se zvýšil ze 44 % na 47 % u hemitestů s otevřenými očima a ze 45 % na 47 % u hemitestování se zavřenými očima. Tyto výsledky však nedosáhly signifikantních hodnot, což je způsobeno pravděpodobně tím, že u našich probandů nebyla asymetrie výrazně vyjádřena již při vstupním vyšetření. Možným důvodem dosažení těchto hodnot u prvního měření může být skutečnost, že FNOL je vysoce specializované pracoviště a kvalitní rehabilitace je pacientům nabídnuta od prvních dnů. Terapie na neurofyziologickém podkladě probíhá nejprve na neurologickém oddělení, a poté pokračuje na lůžkovém oddělení rehabilitace, kde se měření uskutečňuje.

Na jinou situaci mezi vztahem asymetrického zatížení DKK a úrovní rovnováhy upozorují ve své studii autoři Genthon et al. (2008, s. 1797-1798). Dle nich je PL u pacientů po CMP vyšší než u zdravé populace, ale tento fenomén nelze vysvětlit tím, že dochází k asymetrickému zatížení DKK u těchto pacientů. Navíc, hodnota PL měřená pod neparetickou DK byla v této věci pod paretickou nebo asymetricky více zatíženou zdravou končetinou. Autoři této studie se shodují, že z klinického hlediska se jedná o adaptační proces, kde neparetická DK kompenzuje zhoršené schopnosti paretické DK zajistit rovnováhu u hemivzpřímeného stoje. Dle Gatev et al. (1999, s. 915-928) je v této hodnotě PL pod neparetickou DK způsobená v těmto svalovými kontrakcemi a v těmto rozsahem pohybu, než je tomu u paretické DK. Díky kvalitnějšímu somatosenzorickému vstupu a lepšímu motorickému výkonu neparetické DK lze tuto adaptační strategii považovat jako vhodnou pro snazší udržení vzpřímeného stoje. Proto by se rehabilitace měla zaměřit na vytrénování neparetické DK, aby převzala co nejvíce zatížení (Gatev et al., 1999, s. 915-928; Genthon et al., 2008, s. 1798). Výzkum od Engardt et al. (1993, s. 41-48) patřil mezi první, kde se uvažovalo, že využití silnější neparetické DK vede k bezpečnějším a rychlejším pohybům a ke kompenzaci snížených schopností paretické DK při udržování rovnováhy, což má za následek šnepoužívání paretické DK (termín použitý autory Genthon et al., 2008, s. 1798) (Engardt et al., 1993, s. 41-48; Genthon et al., 2008, s. 1798). Nicméně neparetická končetina nemůže sama nikdy zcela dokonale kompenzovat toto omezení (Genthon et al., 2008, s. 1798). I studie od Van Peppen et al. (2006, s. 3-9) zmiňuje, že není zcela jasné, jak asymetrie zatížení DKK ve stoji souvisí s posturální kontrolou u pacientů po CMP.

Nabízí se tedy otázka, jaká strategie je vhodná a zda má smysl, aby cílem rehabilitace bylo snížení asymetrického zatížení. Jeden z důvodů, proč je symetrické zatížení výhodnější

nabízí studie od Hsiao et al. (2017, s. 72-78), která zkoumala, jak schopnost zatížení paretické DK ovlivňuje rychlost chůze u pacientů po CMP. 36 probandů po CMP bylo rozděleno do dvou skupin dle toho, jaké rychlosti při chůzi na páse dosáhli. Rychlost chůze se měnila v moment, kdy ji probandi udávali jako pohodlnou a nenáročnou. Studie analyzovala mnoho parametrů charakterizujících chůzi: rychlost přenesení váhy, délku kroku, úhel k BS, změnu kadence, zvolenou pohybovou strategii atd. Výsledky ukázaly, že probandi, kteří chodili pomalu a dostatečně nezvládali přenést váhu na paretickou končetinu, měli ve všech hodnocených parametrech horší výsledky než jedinci, kteří zvládali rychlou chůzi s rychlým přenesením váhy na paretickou DK. Deficit v přenosu zatížení na paretickou DK může být potenciálně jedním z omezujících faktorů, který znemožňuje pacientovi svou rychlost zvýšit. Schopnost chůze a její kvalita je jeden z prediktorů dobré posturální kontroly.

Studie od Szopa et al. (2017, 2055-2062) porovnávala, jaký vliv má asymetrické zatížení DKK ve vzpřímeném postoji na odchylky v parametrech charakterizujících normální chůzi. Ve studii byli porovnáváni pacienti v chronické fázi CMP (n=22) s kontrolní skupinou zdravých jedinců stejného věku (n=22). Analýza chůze probíhala na chodícím páse a pro testování chůze byl využit Gillette Gait Index, ten se skládá z 16 polofek hodnotících parametry chůze (vertikální, asoprostorových a kinematických parametrů). Výsledky u pacientů ukázaly významnou asociaci mezi asymetrickým zatížením DKK v klidném, vzpřímeném postoji a asoprostorovými (rychlost chůze a asymetrie délky kroku) a kinematickými (rozsahy pohybů v kolenou a hleznech) odchylkami chůze. Autoři studie navrhuje, aby se rehabilitace od prvních dnů zaměřila na inhibici většího zatížení neparetické DK a facilitovala symetrické rozložení váhy v různých pozicích (lež, sed, klek, stoj atd.).

Na základě údajů z těchto studií se lze přiklonit k názoru, že primárním cílem rehabilitace by mělo být navození symetrického rozložení váhy, nikoli cvičení neparetické a nepoužívání paretické DK.

### **5.2.2 Analýza posturografických parametrů plošiny Zebris**

Dalšími parametry, které zkoumala naše studie byly PL, 95CE a VEL. Parametr 95CE dále v diskuzi hodnotit nebudeme, jelikož plánovaná testovaná situace netrvala 60 sekund a více tak, jak bylo na začátku této kapitoly doporučeno. Vyšší hodnoty PL a VEL dle mnoha autorů znamenají horší posturální stabilitu u pacientů po CMP (Portnoy et al., 2017, s. 691-692; Pyöriä, Era et Talvitie, 2004, s. 132-133; Peurala et al., 2007, s. 101-108). Lemay et al. (2014, s. 1-11) potvrdili stejný fenomén u pacientů s nekompletní míšní lézí. Nicméně autoři uvádějí, že vysoké hodnoty PL a VEL nemusí u všech jedinců znamenat sníženou rovnováhu

a opa n (Corriveau et al., 2004, s. 1095; Panzer, Bandinelli et Hallet, 1995, s. 151-157). Toto tvrzení potvrdily vysoké hodnoty PL v klidném, vzp ímeném stoží u tane ník , u kterých se dobrá rovnováha p edpokládá (Brauer, 1998 in Lee, Kim et Lee, 2015, s. 1887). Naopak u jedinc s Parkinsonovou chorobou dochází ke snífování hodnot PL navzdory zhor-ené posturální stabilit (Panzer et Hallet, 1990, s. 73-80; Brauer, 1998 in Lee, Kim et Lee, 2015, s. 1887).

Jelikož snífování hodnot PL a VEL nemusí nutn znamenat zlep-ení posturálních funkcí u v-ech jedinc za každé situace, budeme se dál v diskuzi zam ovat na studie, které porovnávaly pouze pacienty po CMP, nikoli pacienty s jinými neurologickými diagnózami.

Portnoy et al. (2017, s. 685-693) ve svém výzkumu zjistili, že hodnoty parametr charakterizujících chování COP, mimo jiné i PL a VEL, jsou významnými prediktory výsledk funk ních klinických test u pacient po CMP. V p ípad jejich studie se jednalo o testy FRT a TUG.

Ve studii od Krukowska et al. (2016, s. 449-454) byla u 72 pacient po CMP provedena -estitýdenní intervence, kdy terapie probíhala každý den. Terapie vycházela z neurofyziologického podkladu. Na záv re ném m ení byla u pacient signifikantn snížená hodnota PL oproti vstupnímu m ení. Bohužel, auto i této studie nevyužili pro ov ení výsledk nap íklad klinický test, který by potvrdil taktéž zlep-ení posturálních funkcí. Proto na základ této studie nelze zcela jasn potvrdit, že snífování hodnoty PL souvisí s lep-í rovnováhou jedince a úsp -nou terapií. Auto i Arabzadeh et al. (2016, s. 1-7) hodnotili rozdíl v PL u 10 pacient po CMP, kte í podstoupili ty týdenní intervenci založenou na task-oriented tréninku. Na konci programu byla u pacient signifikantn snížená hodnota PL. Zárove studie hodnotila i skóre v BBS, zde taky do-lo k signifikantnímu zlep-ení p í kone ném hodnocení.

Lee, Kim et Lee (2015, s. 1883-1888) hodnotili efektivitu rehabilitace u 24 pacient po CMP. V-ichni pacienti podstoupili -estitýdenní rehabilita ní program, který obsahoval konven ní terapii, která nebyla autory blíže specifikována a task-oriented trénink. Na konci intervence do-lo u pacient k signifikantnímu snífování PL a zárove významnému zv t-ení vzdálenosti p í FRT.

V na-í studii nedosáhl rozdíl PL mezi vstupním a výstupním m ením významných hodnot ani v jedné situaci (otev ené a zav ené o í). Nicmén v situaci s otev enýma o íma se p í výstupním m ení snížila hodnota mediánu. Av-ak v situaci se zav enýma o íma se hodnota mediánu na konci intervence zvý-ila. Nabízí se otázka, jak hodnotu mediánu v tomto p ípad ovlivnily výsledky probanda, který p í vstupním vy-et ení nebyl schopný kv li pocitu nestability podstoupit m ení v situaci se zav enýma o íma. Jeho hodnoty nemohly ovlivnit

výsledek Wilcoxonova testu, ale popisnou statistiku parametr jednotlivých situací ano. Pokud bychom výsledky daného probanda při výstupním měření se zavěšením oima vynechali, medián by se v této situaci snížil, nicméně by byl stále vyšší než při vstupním měření (poklesl mediánu ze 955 mm na 849 mm). Tyto výsledky mohla ovlivnit únava probanda, jelikož rehabilitační program ve FNOL je u pacientů po CMP velmi intenzivní (terapie 2x denně) a navíc, někdy byly probandi měřeni ihned po skonění terapie. Přesto by bylo vhodné pro další studie zhodnotit, jak hodnota PL, ale i další parametry charakterizující chování COP se změnil v situaci se zavěšením oima, pokud by do terapie byly přidány prvky tréninku s vizuální deprivací.

In et al. (2019, s.259-263) zjistili u 15 pacientů po CMP snížení VEL v případě, že se lehce dotkli pevného bodu. V této studii provedli pacienti lehký dotyk 2. prstem neparetické horní končetiny. Výsledky této studie ukazují, že v případě větší posturální stability dochází u pacientů ke snížení parametru VEL.

Khiabani et al. (2017, s. 1-10) ve své studii rozdělili 27 pacientů po CMP na skupinu s lehkou (n=12) a těžkou spasticitou (n=15) plantárních flexorů hlezna paretické DK. Spasticita byla hodnocena dle modifikované Ashworthovy škály (lehká < 2; těžká × 2). Při testování obou skupin zjistili, že pacienti s těžkou spasticitou měli signifikantně vyšší hodnoty VEL než pacienti ve druhé skupině. Na základě výsledků došlo k závěru, že pacienti s těžkou spasticitou mají horší posturální stabilitu a zároveň parametr VEL je vhodným měřítkem pro hodnocení rovnováhy jedince.

Lee, Kim et Lee (2015, s. 1883-1888) ve své studii zjistili u 24 pacientů po CMP, že po šestidenní rehabilitační intervenci došlo k signifikantnímu snížení hodnoty VEL. Zároveň u pacientů došlo k významnému zlepšení v klinickém testu FRT.

Naše výsledky neukázaly signifikantní rozdíl mezi vstupním a výstupním hodnocením VEL v žádné z testovaných situací (otevřeně a zavěšeně oima). Při otevřených oím se hodnota mediánu VEL nezměnila, v případě zavěšených oím byl medián VEL při výstupním hodnocení vyšší. Oproti se nabízí otázka, jak hodnotu mediánu v situaci se zavěšením oima ovlivnily výsledky probanda, který nezvládl vzpřímeně stát se zavěšením oima při vstupním hodnocení. Také v tomto případě vynechání výsledků daného probanda medián snížil, ale zůstává stále vyšší než při vstupním měření (pokles z 33,5 mm/s na 30 mm/s). Stejně jako u předchozího parametru PL měžeme uvažovat, že zde mohla hrát roli únava probanda při závěrečném měření.



### 5.3 Přínos pro praxi

Ačkoli u pacientů po CMP není narušena posturální stabilita jen kvůli špatným motorickým funkcím či porušené motorické koordinaci, zaměřuje se v této rehabilitační terapii právě na tyto problémy. U těchto pacientů dochází také k poruše vnímání a zpracování sensorických vstupů, které se ve výsledku projevují nadměrným spoléháním na vizuální informace. U pacientů po CMP je narušena integrace sensorické modalita podílející se na posturální stabilitě a schopnost CNS vybrat relevantní zdroj sensorických informací pro daný úkol a podmínku, avšak může se jednat i o fyziologickou kompenzační strategii, zejména u starších jedinců (Bonan et al., 2004A, s. 272; Bonan et al., 2004B, s. 276-277). V klinické praxi by bylo vhodné, kdyby do rehabilitačního plánu pacientů po CMP byly přidány terapie s prvky vizuální deprivace. A to navzdory tomu, že prozatím studie zkoumající vliv vizuální deprivace v intervencích dosáhly lepších výsledků, nikoli však signifikantních. V každém případě se jedná o podpoření tzv. task-oriented přístupu. Ten se orientuje na provádění činností v prozračeném prostředí a pacienti se mohou v bezpečném fluktu dostat do situace, kdy nebudou mít k dispozici zrakové informace (například špatně pouliční osvětlení, pohyb po bytě před tím, než rozsvítí světlo) i do situace vizuo-vestibulárního konfliktu (například v dopravních situacích). Task-oriented přístup v terapii napomáhá pacientům zvládnout návrat do jejich normálního fluktu a snaží se minimalizovat riziko pádu tím, že podporuje variabilní provádění motorických úkonů pro splnění daného úkolu za různých podmínek (Khallaf, 2020, s. 2).

Míra asymetrie v zatížení DKK u pacientů po CMP reflektuje mimo jiné riziko pádu i úroveň motorických funkcí. Obrovskou výhodou při hodnocení asymetrie je skutečnost, že není potřeba, aby dané pracoviště mělo k dispozici drahé silové plošiny, postačí dvě digitální váhy (Genthon et al., 2008, s. 489; Bohannon et Larkin, 1985, s. 1323-1325). To otevírá možnost realizace výzkumných studií nejen ve velkých nemocnicích, které mají k dispozici laboratorní přístroje. Míra asymetrie umožní objektivně hodnotit míru efektivity provedené rehabilitace v menších nemocnicích, ale také například v ambulantní i lůžkové péči u chronických pacientů. V klinické praxi by se hodnocení úspěšnosti i neúspěšnosti určité intervence nemělo dít na základě subjektivních pocitů pacienta i terapeuta, ale na podkladě evidence-based medicine. A hodnocení asymetrie zatížení DKK před a po intervenci je v tomto případě rychlým, přesto objektivním měřením. Léba zalomená na d kazech (evidence-based medicine) je dle Sackett et al. (1996, s. 71-72) srozumitelné, explicitní a uvážlivé používání souasných nejlepších důkazů při rozhodování o péči jednotlivce. Dochází k integraci

individuálních klinických znalostí s těmi nejlepšími dostupnými externími důkazy ze systematických výzkumů (Sackett et al., 1996, s. 71-72; Borg et Sunnerhagen, 2008, s.689).

Posturografické parametry PL a VEL umožní užívat hodnotit posturální stabilitu u pacientů po CMP. Pro hodnocení těchto parametrů za statických podmínek je vhodná plošina Zebris menších rozměrů, například typ FDM-S, která není náročná na prostor a díky nízké hmotnosti je i snadno přenositelná. Pokud je však tato plošina pro ně která pracovitě finančně nedosažitelná, například v ambulancích a láních, lze využít i tu která komerčně zařízená. Jedním z nich může být i WBB zmíněný v teoretické části. V případě testování situací za statických podmínek vykazuje vysokou míru spolehlivosti při hodnocení parametrů PL a VEL při srovnání s laboratorními plošinami (Clark et al., 2010, s. 308; Huurnink et al., 2013, s. 1393; Llorens et al., 2016, s. 229-231). Avšak cena je oproti laboratorním plošinám výrazně nižší (Gil-Gómez et al., 2011, s. 2). Jelikož hodnocení parametrů PL a VEL pomocí strojovou technikou je objektivní, je velmi vhodné pro podpoření výsledků provedených klinických testů, které jsou obvykle v praxi využívány kvůli rychlosti, jednoduchosti a finanční nenáročnosti. Avšak případní recenzenti provedených výzkumných studií mohou oponovat možnou subjektivní chybou testujícího a nedostatečnou citlivostí klinických testů na drobné změny (Gandolfi et al., 2018, s. 49).

## 5.4 Limity studie

Největším limitem studie je nízký počet probandů, kteří se studie zúčastnili. Vzhledem k epidemiologické situaci kvůli onemocnění COVID-19 byly omezené možnosti testování v Kineziologické laboratoři FNOL.

Omezením studie je nevyváženost testovaného vzorku, a to dle pohlaví, věku, strany léze, doby hospitalizace a doby mezi vstupním a výstupním měřením. V době výzkumu bylo nejmladšímu účastníkovi 42 let a nejstaršímu 69 let. Z 8 probandů měl pouze jeden lézi v pravé hemisféře, proto jsme neměli možnost porovnat vliv lokality léze na dosažené výsledky. Rozdíly dle strany léze by byly vhodné k analýze v budoucích studiích.

Parametry PL a VEL, které námi využitý přístroj Zebris nabízí, jsou hodnoty celkové, vypočtené z dílčích hodnot jednotlivých směrů, nicméně v některých studiích dochází k analyzování zvláště mediolaterálního a anteroposteriorního směru. Pro další výzkumy by bylo přínosné také izolovat PL a VEL pro jednotlivé směry.

Pro zajištění bezpečného testování byli pro výzkum vybráni pacienti, kteří zvládli samostatnou chůzi již před prvním testováním. Jejich motorické a rovnovážné schopnosti byly dobré a asymetrie zatížení DKK malá, proto zde nebyl velký prostor k významnému zlepšení

mezi jednotlivými měřeními. Navíc námi testovaná situace vzpřímeného stoje se zavřenými očima nebyla pro pacienty zvláště obtížná (výjimku tvořil jeden proband při vstupním měření), tudíž pro další výzkumy by bylo vhodné využití pohyblivou nebo jinak nestabilní podložku a umělé vyvolání vizuo-vestibulárního konfliktu, aby se případná závislost na vizuálním vstupu více zvýraznila.

Do posledních limitací studie lze zařadit odlišnost terapie u každého probanda a rozdíl v denní době, kdy bylo měření provedeno. Na Oddělení rehabilitace FNOL je terapie vedena na neurofyziologickém podkladě, přesto každý terapeut využívá jinou metodu (Bobath koncept, DNS, PNF atd.) a je individuálně kombinuje. Navíc terapie u pacientů probíhá 2x denně, ale čas jednotlivých intervencí není striktně vymezen. Vzhledem k vytíženosti oddělení, kterou v posledním roce zvýraznila i epidemiologická situace, nešlo zajistit, aby měření probíhala vždy ve stejnou dobu nebo alespoň se stejným časovým rozstupem od poslední provedené terapie. Proto někteří naši probandi mohli být při měření unavení a mohli vykazovat horší výsledky.

## Závěr

Na které naše výsledky jsou v souladu s výsledky dalších studií a ukázaly signifikantní snížení posturální stability v situacích, kdy mají pacienti po CMP zvrácené nebo byly vizuální informace nesprávné. Pacienti po CMP tedy nadměrně spoléhají na vizuální informace, ale mechanismus tohoto chování není jednoznačný. Hlavní vpočetních stádiích onemocnění může být poškozená sensorická integrace zbývajících sensorických vstupů. Avšak zejména v tomto stádiu nemusí být nadměrná závislost na vizuálních informacích důsledkem CMP, ale strategie pro udržení rovnováhy, která byla u jedince přítomna ještě před propuknutím nemoci. V chronickém stádiu onemocnění může poškozená sensorická integrace přetrvávat, ale i v případě její obnovy může mít jedinec s CMP problém v situaci sensorického konfliktu. V tomto případě je poškozená funkce reweightingu, kdy nesprávné vizuální informace vnímá jedinec jako relevantní pro udržení rovnováhy. Znalost přítomnosti vizuální závislosti u konkrétního pacienta může pomoci lékaři a fyzioterapeutovi při tvorbě rehabilitačního plánu.

Hlavním cílem práce bylo zjistit, zda na základě posturografických parametrů lze zhodnotit efektivitu rehabilitace u pacientů po CMP. Autoři některých studií zastávali názor, že asymetrie zatížení nemusí být kompenzována, naopak se shodovali, že by neparetická DK měla být vytrénována k tomu, aby převzala co nejvíce zatížení. Ovšem obecně přetrvává názor opačný. To potvrdily i studie, které zjistily, že dosažení symetrického zatížení ve statických pozicích následně pomáhá dosáhnout kvalitnějších chůzí. Schopnost chůze a její kvalita je jeden z nejvýraznějších prediktorů úspěšné vedené rehabilitace. Poukazuje na dobré rovnovážné funkce v dynamických situacích, navíc u pacientů zvyšuje úroveň samostatnosti v ADL a jejich sebevdomácnosti. Dále symetrické zatížení DKK snižuje riziko pádu. I v tomto případě je významným měřítkem pro hodnocení úspěšné efektivity rehabilitace. V tomto případě však musíme myslet na skutečnost, že dobrým výsledkem je pokles počtu pádů, ale bez omezení fyzické aktivity jedince.

Parametry hodnotící symetrii zatížení jsou tedy vhodným měřítkem pro hodnocení efektivity probíhající rehabilitační intervence. Navíc pro testování symetrie není potřeba drahých přístrojů, v klinické praxi postačí 2 digitální váhy. Pokud má dané pracoviště k dispozici silovou plošinu, mohou hodnotit efektivitu rehabilitace u pacientů po CMP i na základě snížení hodnot PL a VEL. I přesto, že výsledky naší studie nedosáhly signifikantních hodnot, na podkladě dostupných studií lze potvrdit, že tomu tak je. Nicméně hodnocení efektivity rehabilitace na základě těchto parametrů by mohlo být podpořeno například využitím některého klinického testu, který by výsledek potvrdil.

## Referen ní seznam

ADEGOKE, O. O., AKINKOYE, B. O. A. 2003. The Relationships Between Gender, Motor Function, Period Since Stroke and Asymmetry of Lower Limb Weight Distribution Post-stroke. *South African Journal of Physiotherapy* [online]. 59(3), 15-19 [cit. 2021-04-17]. ISSN 2410-8219 Dostupné z: doi: 10.10520/AJA03796175\_2269

ALASHRAM, A. R., ANNINO, G., MERCURI, N. B. 2019. Task-oriented Motor Learning in Upper Extremity Rehabilitation Post Stroke. *Journal of Stroke Medicine* [online]. 2(2), 95-104 [cit. 2021-05-25]. ISSN 2516-6085. Dostupné z: doi:10.1177/2516608519864760

ALBERTSEN, I. M., TEMPRADO, J. J., BERTON, E. 2012. Effect of Haptic Supplementation Provided by a Fixed or Mobile Stick on Postural Stabilization in Elderly People. *Gerontology* [online]. 58(5), 419-429 [cit. 2021-02-10]. ISSN 1423-0003. Dostupné z: doi:10.1159/000337495

ALLISON, R., DENNETT, R. 2007. Pilot randomized controlled trial to assess the impact of additional supported standing practice on functional ability post stroke. *Clinical Rehabilitation* [online]. 21(7), 614-619 [cit. 2021-02-17]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215507077364

ANDERSSON, Å., KAMWENDO, K., SEIGER, Å., APPELROS, P. 2006. HOW TO IDENTIFY POTENTIAL FALLERS IN A STROKE UNIT: VALIDITY INDEXES OF 4 TEST METHODS. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 38(3), 186-191 [cit. 2021-01-19]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.1080/16501970500478023

ANKER, L. C., WEERDESTEYN, V., VAN NES, I. J. W., NIENHUIS, B., STRAATMAN, H., GEURTS, A. C. H. 2008. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture* [online]. 27(3), 471-477 [cit. 2021-05-15]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2007.06.002

ARABZADEH, S., GOLJARYAN, S., SALAHZADEH, Z., OSKOUEI, A. E., SOLTANI SOMEH, A. 2016. Effects of a Task-Oriented Exercise Program on Balance in Patients with Hemiplegia Following Stroke. *Iranian Red Crescent Medical Journal* [online]. 20(1), 1-7 [cit. 2021-02-16]. ISSN 2074-1804. Dostupné z: doi:10.5812/ircmj.38429

ARUIN, A. S., HANKE, T., CHAUDHURI, G., HARVEY, R., RAO, N. 2000. Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: the effect of a lift insert and goal-

directed balance exercise. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 37(1), 65-72 [cit. 2021-06-05]. PMID: 10847573

ASHBURN, A., HYNDMAN, D., PICKERING, R., YARDLEY, L., HARRIS, S. 2008. Predicting people with stroke at risk of falls. *Age and Ageing* [online]. 37(3), 270-276 [cit. 2021-01-20]. ISSN 0002-0729. Dostupné z: doi:10.1093/ageing/afn066

AZULAY, J. P., MESURE, S., AMBLARD, B., POUGET, J. 2002. Increased Visual Dependence in Parkinson's Disease. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 95(3), 1106-1114 [cit. 2021-05-06]. ISSN 0031-5125. Dostupné z: doi:10.2466/pms.2002.95.3f.1106

BARICICH, A., INVERNIZZI, M., CISARI, C. 2018. Risk Factors and Outcome in Falls. In: SANDRINI, G., HOMBERG, V., SALTUARI, L., SMANIA, N., PEDROCCHI, A. (eds.). *Advanced Technologies for the Rehabilitation of Gait and Balance Disorders* [online]. Cham: Springer International Publishing [cit. 2021-02-10]. Biosystems & Biorobotics. ISBN 978-3-319-72735-6. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-72736-3\_8

BARROS DE OLIVEIRA, C., TORRES DE MEDEI-ROS, I. R., FROTA, M. E., GRETERS, N. O. F., CONFORTO, A. B. 2008. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 45(8) [cit. 2021-02-06]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi:10.1682/JRRD.2007.09.0150

BASSILE, C. C., HAYES, S. M. 2016. Gait Awareness. In: Glen Gillen. *Rehabilitation A Function-Based Approach* (4. vyd.). New York: Elsevier. ISBN: 978-0-323-17281-3

BATCHELOR, F. A., MACKINTOSH, S. F., SAID, C. M., HILL, K. D. 2012. Falls after Stroke. *International Journal of Stroke* [online]. 7(6), 482-490 [cit. 2021-01-18]. ISSN 1747-4930. Dostupné z: doi:10.1111/j.1747-4949.2012.00796.x

BELGEN, B., BENINATO, M., SULLIVAN, P. E., NARIELWALLA, K. 2006. The Association of Balance Capacity and Falls Self-Efficacy With History of Falling in Community-Dwelling People With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 87(4), 554-561 [cit. 2021-01-20]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2005.12.027

BERG, K. 1989. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada* [online]. 41(6), 304-311 [cit. 2021-05-26]. ISSN 0300-0508. Dostupné z: doi:10.3138/ptc.41.6.304

BIZOVSKÁ, L., JANURA, M., MÍKOVÁ, M., SVOBODA, Z. 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení* [online]. K ífkovského 8, 771 47 Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, [cit. 2021-06-06]. ISBN 978-80-244-5259-3. Dostupné z: doi:10.5507/ftk.17.24452593

BLANKS, R. H., FOWLER, C. G., ZIZZ, C. A., WILLIAMS, K. E. 1996. Postural adjustments produced by moving visual (horizontal optokinetic) patterns. *Journal of the American Academy of Audiology* [online]. 7(1), 39-48 [cit. 2021-05-15]. PMID: 8718479

BOHANNON, R. W., LARKIN, P. A. 1985. Lower Extremity Weight Bearing Under Various Standing Conditions in Independently Ambulatory Patients with Hemiparesis. *Physical Therapy* [online]. 65(9), 1323-1325 [cit. 2021-05-15]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/65.9.1323

BOHANNON, R. W., WALDRON, R. M. 1991. Weightbearing during comfortable stance in patients with stroke: Accuracy and reliability of measurements. *Australian Journal of Physiotherapy* [online]. 37(1), 19-22 [cit. 2021-04-26]. ISSN 00049514. Dostupné z: doi:10.1016/S0004-9514(14)60530-4

BONAN, I. V., COLLE, F. M., GUICHARD, J. P., VICAUT, E., EISENFISZ, M., TRAN BA HUY, P., YELNIK, A. P. 2004A. Reliance on visual information after stroke. Part I: balance on dynamic posturography. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 85(2), 268-273 [cit. 2021-05-12]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2003.06.017

BONAN, I. V., YELNIK, A. P., COLLE, F. M. et al. 2004B. Reliance on visual information after stroke. Part II: effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 85(2), 274-278 [cit. 2021-05-12]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2003.06.016

BORG, K., SUNNERHAGEN, K. 2008. Evidence-based medicine in physical and rehabilitation medicine: is this evidence-based rehabilitation? *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 40(9), 689-690 [cit. 2021-06-28]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.2340/16501977-0266

BOTTINI, G., KARNATH H. O., VALLAR, G., STERZI, R., FRITH, C. D., FRACKOWIAK, R. S., PAULESU E. 2001. Cerebral representations for egocentric space: Functional-anatomical evidence from caloric vestibular stimulation and neck

vibration. *Brain* [online]. 124(6), 1182-1196 [cit. 2021-05-13]. ISSN 14602156. Dostupné z: doi:10.1093/brain/124.6.1182

BRANDT, T., BARTENSTEIN, P., DANEK, A., DIETERICH, M. 1998. Reciprocal inhibitory visual-vestibular interaction. Visual motion stimulation deactivates the parieto-insular vestibular cortex. *Brain* [online]. 121(9), 1749-1758 [cit. 2021-05-16]. ISSN 14602156. Dostupné z: doi:10.1093/brain/121.9.1749

BRANDT, T., DIETERICH, M., DANEK, A. 1994. Vestibular cortex lesions affect the perception of verticality. *Annals of Neurology* [online]. 35(4), 403-412 [cit. 2021-05-13]. ISSN 0364-5134. Dostupné z: doi:10.1002/ana.410350406

BURDET, C., ROUGIER, P. 2007. Analysis of Center-of-Pressure Data during Unipedal and Bipedal Standing Using Fractional Brownian Motion Modeling. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 23(1), 63-69 [cit. 2021-02-12]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.23.1.63

CARDA, S., CISARI, C., INVERNIZZI, M., BEVILACQUA, M. 2009. Osteoporosis after Stroke: A Review of the Causes and Potential Treatments. *Cerebrovascular Diseases* [online]. 28(2), 191-200 [cit. 2021-01-28]. ISSN 1421-9786. Dostupné z: doi:10.1159/000226578

CLARK, R. A., BRYANT, A. L., PUA, Y., MCCRORY, P., BENNELL, K., HUNT, M. 2010. Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait & Posture* [online]. 31(3), 307-310 [cit. 2021-02-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2009.11.012

CORRIVEAU, H., HÉBERT, R., RAÎCHE, M., PRINCE, F. 2004. Evaluation of postural stability in the elderly with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 85(7), 1095-1101 [cit. 2021-6-16]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2003.09.023

DE HAART, M., GEURTS, A. C., HUIDEKOPER, S. C., FASOTTI, L., VAN LIMBEEK, J. 2004. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: a rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 85(6), 886-895 [cit. 2021-05-09]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2003.05.012

DI FABIO, R. P., BADKE, M. B. 1991. Stance duration under sensory conflict conditions in patients with hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* [online]. 72(5), 292-5 [cit. 2021-06-05]. PMID: 2009045



- DONKOR, E. S. 2018. Stroke in the 21st Century: A Snapshot of the Burden, Epidemiology, and Quality of Life. *Stroke Research and Treatment* [online]. 1-10 [cit. 2021-06-05]. ISSN 2090-8105. Dostupné z: doi:10.1155/2018/3238165
- DOYLE, R. J., HSIAO-WECKSLER, E. T., RAGAN, B. G., ROSENGREN, K. S. 2007. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. *Gait & Posture* [online]. 25(2), 166-171 [cit. 2021-05-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2006.03.004
- DUBEY, L., KARTHIKBABU, S., MOHAN, D. 2018. Effects of Pelvic Stability Training on Movement Control, Hip Muscles Strength, Walking Speed and Daily Activities after Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Annals of Neurosciences* [online]. 25(2), 80-89 [cit. 2021-02-09]. ISSN 0972-7531. Dostupné z: doi:10.1159/000486273
- ENG, J. J., CHU, K. S., C. KIM, M., DAWSON, A. S., CARSWELL, A., HEPBURN, K. E. 2003. A Community-Based Group Exercise Program for Persons with Chronic Stroke. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 35(8), 1271-1278 [cit. 2021-05-25]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/01.MSS.0000079079.58477.0B
- ENGARDT, M., RIBBE, T., OLSSON, E. 1993. Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients' symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 25(1), 41-8. PMID: 8465164
- FORSTER, A., YOUNG, J. 1995. Incidence and consequences of falls due to stroke: a systematic inquiry. *BMJ* [online]. 311(6997), 83-86 [cit. 2021-02-03]. ISSN 0959-8138. Dostupné z: doi:10.1136/bmj.311.6997.83
- GANDOLFI, M., GEROIN, CH., PICELLI, A., SMANIA, N., BARTOLO, M. 2018. Assessment of Balance Disorders In: SANDRINI, G. et al.. *Advanced Technologies for the Rehabilitation of Gait and Balance Disorders* Cham: Springer International Publishing, Biosystems & Biorobotics. ISBN 978-3-319-72735-6. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-72736-3
- GATEV, P., THOMAS, S., KEPPLER, T., HALLETT, M. 1999. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of Physiology* [online]. 514(3), 915-928 [cit. 2021-05-16]. ISSN 00223751. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-7793.1999.915ad.x

- GENTHON, N., GISSOT, A. S., FROGER, J., ROUGIER, P., PÉRENNOU, D. 2008. Posturography in Patients With Stroke. *Stroke* [online]. 39(2), 480-489 [cit. 2021-05-15]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.107.493478
- GENTHON, N., ROUGIER, P., GISSOT, A-S., FROGER, J., PÉLISSIER, J., PÉRENNOU, D. 2008. Contribution of Each Lower Limb to Upright Standing in Stroke Patients. *Stroke* [online]. 39(6), 1793-1799 [cit. 2021-04-17]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.107.497701
- GHISLIERI, M., GASTALDI, L., PASTORELLI, S., TADANO, S., AGOSTINI, V. 2019. Wearable Inertial Sensors to Assess Standing Balance: A Systematic Review. *Sensors* [online]. 19(19), 1-25 [cit. 2021-02-11]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s19194075
- GIL-GÓMEZ, J. A., LLORENS, R., ALCANIZ, M., COLOMER, C. 2011. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 8(1), 1-10 [cit. 2021-02-08]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-8-30
- GOLJAR, N., BURGER, H., RUDOLF, M., STANONIK, I. 2010. Improving balance in subacute stroke patients: a randomized controlled study. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. 33(3), 205-210 [cit. 2021-02-17]. ISSN 0342-5282. Dostupné z: doi:10.1097/MRR.0b013e3283333de61
- GREEN, A. M., ANGELAKI, D. E. 2009. Internal models and neural computation in the vestibular system. *Experimental Brain Research* [online]. 200(3-4), 197-222 [cit. 2021-02-07]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-009-2054-4
- GUIMARÃES, M., MONTEIRO, M., MATOS, R. F., FURTADO, C., MAIA, H. F., ALMEIDA, L. R. S., FILHO, J. O., PINTO, E. B. 2020. External validation of the recurrent falls risk scale in community-dwelling stroke individuals. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* [online]. 29(9) [cit. 2021-02-02]. ISSN 10523057. Dostupné z: doi:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2020.104985
- HERZIG, R., VLACHOVÁ I. 2007. Cévní onemocnění mozku a míchy. In: KA OVSKEÝ, P., HERZIG, R. a kolektiv. *Speciální neurologie* (1. vyd.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci a Lékařská fakulta. ISBN 978-80-244-1664-9

- HESSE, S., SCHAUER, M., MALEZIC, M., JAHNKE, M., MAURITZ, K. H. 1994. Quantitative analysis of rising from a chair in healthy and hemiparetic subjects. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 26(3), 161-166. PMID: 7801066
- HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 35(2), 7-11 [cit. 2021-02-06]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: doi:10.1093/ageing/afl077
- HORAK, F. B., HENRY, S. M., SHUMWAY-COOK, A. 1997. Postural Perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Physical Therapy* [online]. 77(5), 517-533 [cit. 2021-02-10]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/77.5.517
- HORAK, F. B., WRISLEY, D. M., FRANK, J. 2009. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to Differentiate Balance Deficits. *Physical Therapy* [online]. 89(5), 484-498 [cit. 2021-02-09]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.2522/ptj.20080071
- HOU, Y. R., CHIU, Y. L., CHIANG, S. L., CHEN, H. Y., SUNG, W. H. 2018. Feasibility of a smartphone-based balance assessment system for subjects with chronic stroke. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 161, 191-195 [cit. 2021-02-14]. ISSN 01692607. Dostupné z: doi:10.1016/j.cmpb.2018.04.027
- HSIAO, H. Y., 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]. 60, 72-78 [cit. 2021-05-17]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2017.06.021
- HUURNINK, A., FRANSZ, D. P., KINGMA, I., VAN DIEËN, J. H. 2013. Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. *Journal of Biomechanics* [online]. 46(7), 1392-1395 [cit. 2021-02-15]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2013.02.018
- HYNDMAN, D., ASHBURN, A., STACK, E. 2002. Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 83(2), 165-170 [cit. 2021-01-22]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1053/apmr.2002.28030
- CHEN, CH., H., LIN, K. H., LU, T. W., CHAI, H. M., CHEN, H. L., TANG, P. F., HU, M. H. 2010. Immediate Effect of Lateral-Wedged Insole on Stance and Ambulation After

- Stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online]. 89(1), 48-55 [cit. 2021-05-02]. ISSN 0894-9115. Dostupné z: doi:10.1097/PHM.0b013e3181c1ea8a
- CHEN, I. C., CHENG, P. T., CHEN, C. L., CHEN, S. C., CHUNG, C. Y., YEH, T. H. 2002. Effects of balance training on hemiplegic stroke patients. *Chang Gung Medical Journal* [online]. 25(9), 583-90 [cit. 2021-03-06]. PMID: 12479619
- CHENG, P. T., WU, S. H., LIAW, M. Y., WONG, A. M. K., TANG, F. T. 2001. Symmetrical body-weight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 82(12), 1650-1654 [cit. 2021-05-15]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1053/apmr.2001.26256
- CHENGATANAI, S., TADYANEMHANDU, C., CHIBHABHA, F., KASEKE, F. 2016. The relationship between weight bearing asymmetry after stroke and functional standing balance. *International Journal of Scientific and Research Publications*. 6(11), 52-59 [cit. 2021-04-24]. ISSN 2550-3153
- CHO, K. H., LEE, G, CH. 2013. Impaired Dynamic Balance Is Associated with Falling in Post-Stroke Patients. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine* [online]. 230(4), 233-239 [cit. 2021-01-20]. ISSN 1349-3329. Dostupné z: doi:10.1620/tjem.230.233
- CHO, K., YU, J., RHEE, H. 2015. Risk factors related to falling in stroke patients: a cross-sectional study. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 27(6), 1751-1753 [cit. 2021-01-20]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.27.1751
- CHOI, J. U., KANG, S. H. 2015. The effects of patient-centered task-oriented training on balance activities of daily living and self-efficacy following stroke. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 27(9), 2985-2988 [cit. 2021-02-16]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.27.2985
- IN, T. S., JUNG, J. H., JANG, S. H., KIM, K. H., JUNG, K. S., CHO, H. Y. 2019 Effects of light touch on balance in patients with stroke. *Open Medicine* [online]. 14(1), 259-263 [cit. 2021-06-19]. ISSN 2391-5463. Dostupné z: doi:10.1515/med-2019-0021
- INDREDAVIK, B., ROHWEDER, G., NAALSUND, E., LYDERSEN, S. 2008. Medical Complications in a Comprehensive Stroke Unit and an Early Supported Discharge Service. *Stroke* [online]. 39(2), 414-420 [cit. 2021-01-19]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.107.489294

- JACOBS, J. V., HORAK, F. B. 2007. Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission* [online]. 114(10), 1339-1348 [cit. 2021-02-09]. ISSN 0300-9564. Dostupné z: doi:10.1007/s00702-007-0657-0
- JEKA, J., ALLISON, L., SAFFER, M., ZHANG, Y., CARVER, S., KIEMEL, T. 2006. Sensory reweighting with translational visual stimuli in young and elderly adults: the role of state-dependent noise. *Experimental Brain Research* [online]. 174(3), 517-527 [cit. 2021-05-16]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-006-0502-y
- JØRGENSEN, L., JACOBSEN, B. K., WILSGAARD, T., MAGNUS, J. H. 2000. Walking after Stroke: Does It Matter? Changes in Bone Mineral Density Within the First 12 Months after Stroke. A Longitudinal Study. *Osteoporosis International* [online]. 11(5), 381-387 [cit. 2021-02-01]. ISSN 0937-941X. Dostupné z: doi:10.1007/s001980070103
- 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]. 1-13 [cit. 2021-04-30]. ISSN 2090-8105. Dostupné z: doi:10.1155/2013/692137
- KANNUS, P., PARKKARI, J. 2006. Prevention of hip fracture with hip protectors. *Age and Ageing* [online]. 35, 51-54 [cit. 2021-01-27]. ISSN 1468-2834. Dostupné z: doi:10.1093/ageing/afl087
- KARNATH, H. O., BROETZ, D. 2003. Understanding and Treating "Pusher Syndrome". *Physical Therapy* [online]. 83(12), 1119-1125 [cit. 2021-02-11]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/83.12.1119
- KARTHIKBABU, S., CHAKRAPANI, M., GANESAN, S., ELLAJOSYLA, R. 2017. Pelvic alignment in standing, and its relationship with trunk control and motor recovery of lower limb after stroke. *Neurology and Clinical Neuroscience* [online]. 5(1), 22-28 [cit. 2021-02-09]. ISSN 20494173. Dostupné z: doi:10.1111/ncn3.12092
- KARTHIKBABU, S., SOLOMON, J. M., MANIKANDAN, N., RAO, B. K., CHAKRAPANI, M., NAYAK, A. 2011. Role of Trunk Rehabilitation on Trunk Control, Balance and Gait in Patients with Chronic Stroke: A Pre-Post Design. *Neuroscience and Medicine* [online]. 2(2), 61-67 [cit. 2021-02-17]. ISSN 2158-2912. Dostupné z: doi:10.4236/nm.2011.22009

- KHALLAF, M. E. 2020. Effect of Task-Specific Training on Trunk Control and Balance in Patients with Subacute Stroke. *Neurology Research International* [online]. 1-8 [cit. 2021-05-25]. ISSN 2090-1860. Dostupné z: doi:10.1155/2020/5090193
- KHIABANI, R. R., MOCHIZUKI, G., ISMAIL, F., BOULIAS, CH., PHADKE, CH. P., GAGE, W. H. 2017. Impact of Spasticity on Balance Control during Quiet Standing in Persons after Stroke. *Stroke Research and Treatment* [online]. 1-10 [cit. 2021-05-16]. ISSN 2090-8105. Dostupné z: doi:10.1155/2017/6153714
- KIM, J. S., KANG, S. Y., JEON, H. S. 2015 A comparison of the effects of visual deprivation and regular body weight support treadmill training on improving over-ground walking of stroke patients: a multiple baseline single subject design. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 31(7), 466-473 [cit. 2021-05-14]. ISSN 0959-3985. Dostupné z: doi:10.3109/09593985.2015.1037875
- KIM, E. J., KIM, D. Y., KIM, W. H. et al. 2012. Fear of Falling in Subacute Hemiplegic Stroke Patients: Associating Factors and Correlations with Quality of Life. *Annals of Rehabilitation Medicine* [online]. 36(6), 797-803 [cit. 2021-01-31]. ISSN 2234-0645. Dostupné z: doi:10.5535/arm.2012.36.6.797
- KIM, B. H., LEE, S. M., BAE, Y. H., YU, J. H., KIM, T. H. 2012. The Effect of a Task-oriented Training on Trunk Control Ability, Balance and Gait of Stroke Patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 24(6), 519-522 [cit. 2021-02-16]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi:10.1589/jpts.24.519
- KING, M. B., JUDGE, J. O., WOLFSON, L. 1994. Functional Base of Support Decreases With Age. *Journal of Gerontology* [online]. 49(6), 258-263 [cit. 2021-05-26]. ISSN 0022-1422. Dostupné z: doi:10.1093/geronj/49.6.M258
- KOLÁŘ, P. 2009. Vy-et ení posturálních funkcí. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, ISBN 978-80-7262-657-1
- KOLÁŘ, P. 2009. P ehled fyzioterapeutických metod. In: KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, ISBN 978-80-7262-657-1
- KOLÁŘOVÁ, B., JIRÁKOVÁ, M., STACHO, J. 2019. Kinetické technologie. In: KOLÁŘOVÁ, B. et al. *Po íta ové a robotické technologie v klinické rehabilitaci*. (2. vyd.). Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-5403-0

- KOLLEN, B. J., LENNON, S., LYONS, B. et al. 2009. The Effectiveness of the Bobath Concept in Stroke Rehabilitation. *Stroke* [online]. 40(4), 89-97 [cit. 2021-4-30]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/STROKEAHA.108.533828
- KOZINC, fi., LÖFLER, S., HOFER, CH., CARRARO, U., MARABON, N. 2020. Diagnostic Balance Tests for Assessing Risk of Falls and Distinguishing Older Adult Fallers and Non-Fallers: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Diagnostics* [online]. 10(9), 1-16 [cit. 2021-02-18]. ISSN 2075-4418. Dostupné z: doi:10.3390/diagnostics10090667
- KRUKOWSKA, J., BUGAJSKI, M., SIENKIEWICZ, M., CZERNICKI, J. 2016 The influence of NDT-Bobath and PNF methods on the field support and total path length measure foot pressure (COP) in patients after stroke. *Neurologia i Neurochirurgia Polska* [online]. 50(6), 449-454 [cit. 2021-06-16]. ISSN 00283843. Dostupné z: doi:10.1016/j.pjnns.2016.08.004
- LAMB, S. E., FERRUCCI, L., VOLAPTO, S., FRIED, L. P., GURALNIK, J. M. 2003. Risk Factors for Falling in Home-Dwelling Older Women With Stroke. *Stroke* [online]. 34(2), 494-501 [cit. 2021-06-04]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/01.STR.0000053444.00582.B7
- LANGHORNE, P., STOTT, D. J., ROBERTSON, L., et al. 2000. Medical Complications After Stroke. *Stroke* [online]. 31(6), 1223-1229 [cit. 2021-01-31]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/01.STR.31.6.1223
- LAVAR, K., GEORGE, S., RATCLIFFE, J., CROTTY, M. 2011. Virtual reality stroke rehabilitation - hype or hope? *Australian Occupational Therapy Journal* [online]. 58(3), 215-219 [cit. 2021-06-03]. ISSN 00450766. Dostupné z: doi:10.1111/j.1440-1630.2010.00897.x
- LEE, K. H., PARK, J. W., LEE, H. J., NAM, K. Y., PARK, T. J., KIM, H. J., KWON, B. S. 2017. Efficacy of Intensive Neurodevelopmental Treatment for Children With Developmental Delay, With or Without Cerebral Palsy. *Annals of Rehabilitation Medicine* [online]. 41(1), 90-96 [cit. 2021-06-04]. ISSN 2234-0645. Dostupné z: doi:10.5535/arm.2017.41.1.90
- LEMAY, J. F., GAGNON, D. H., NADEAU, S. et al. 2014. Center-of-pressure total trajectory length is a complementary measure to maximum excursion to better differentiate multidirectional standing limits of stability between individuals with incomplete spinal cord injury and able-bodied individuals. *J NeuroEngineering Rehabil* [online]. 8, 1-11 [cit. 2021-06-16]. Dostupné z: 10.1186/1743-0003-11-8

- LEROUX, A. 2005. Exercise training to improve motor performance in chronic stroke: effects of a community-based exercise program. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. 28(1), 17-23 [cit. 2021-05-25]. ISSN 0342-5282. Dostupné z: doi:10.1097/00004356-200503000-00003
- LIM, J. Y., JUNG, S. H., KIM, W. S., PAIK, N. J. 2012. Incidence and Risk Factors of Poststroke Falls After Discharge From Inpatient Rehabilitation. *PM&R* [online]. 4(12), 945-953 [cit. 2021-02-02]. ISSN 19341482. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmrj.2012.07.005
- LLORENS, R., LATORRE, J., NOÉ, E., KESHNER, E. A. 2016. Posturography using the Wii Balance Board. *Gait & Posture* [online]. 43, 228-232 [cit. 2021-02-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.10.002
- LORD, S. R., CLARK, R. D. 1996. Simple Physiological and Clinical Tests for the Accurate Prediction of Falling in Older People. *Gerontology* [online]. 42(4), 199-203 [cit. 2021-02-09]. ISSN 0304-324X. Dostupné z: doi:10.1159/000213793
- LORD, S. R., WEBSTER, I. W. 1990. Visual Field Dependence in Elderly Fallers and Non-Fallers. *The International Journal of Aging and Human Development* [online]. 31(4), 267-277 [cit. 2021-05-06]. ISSN 0091-4150. Dostupné z: doi:10.2190/38MH-2EF1-E36Q-75T2
- LUBETZKY-VILNAI, A., KARTIN, D. 2010. The Effect of Balance Training on Balance Performance in Individuals Poststroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. 34(3), 127-137 [cit. 2021-02-17]. ISSN 1557-0576. Dostupné z: doi:10.1097/NPT.0b013e3181ef764d
- LUFT, A. R., MCCOMBE-WALLER, S., WHITALL, J. et al. 2004. Repetitive Bilateral Arm Training and Motor Cortex Activation in Chronic Stroke. *JAMA* [online]. 292(15), 1853-1861 [cit. 2021-5-25]. ISSN 0098-7484. Dostupné z: doi:10.1001/jama.292.15.1853
- MACKINTOSH, S. F., HILL, K. D., DODD, K. J., GOLDIE, P. A. CULHAM, E. G. 2006. Balance Score and a History of Falls in Hospital Predict Recurrent Falls in the 6 Months Following Stroke Rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 87(12), 1583-1589 [cit. 2021-01-19]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2006.09.004
- MAKI, B. E., MCILROY, W. E. 1997. The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The "Change-in-Support" Strategy. *Physical Therapy* [online]. 77(5), 488-507 [cit. 2021-02-06]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/77.5.488



- MANCINI, M., HORAK, F. B. 2010. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 46(2), 239-248 [cit. 2021-02-05]. PMID: 20485226; PMCID: PMC3033730
- MARIGOLD, D. S., ENG, J. J. 2006. The relationship of asymmetric weight-bearing with postural sway and visual reliance in stroke. *Gait & Posture* [online]. 23(2), 249-255 [cit. 2021-05-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2005.03.001
- MARTINELLI, A. R., COELHO, D. B., MAGALHÃES, F. H., KOHN, A. F., TEIXEIRA, L. A. 2015. Light touch modulates balance recovery following perturbation: from fast response to stance restabilization. *Experimental Brain Research* [online]. 233(5), 1399-1408 [cit. 2021-02-10]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-015-4214-z
- MATJACIC, Z., RUSJAN, S., STANONIK, I., GOLJAR, N., OLENSEK, A. 2005. Methods for Dynamic Balance Training During Standing and Stepping. *Artificial Organs* [online]. 29(6), 462-466 [cit. 2021-02-17]. ISSN 0160-564X. Dostupné z: doi:10.1111/j.1525-1594.2005.29078.x
- MEYER, P. F., ODDSSON, L. I. E., DE LUCA, C. J. 2004. Reduced plantar sensitivity alters postural responses to lateral perturbations of balance. *Experimental Brain Research* [online]. 157(4), 526-536 [cit. 2021-05-28]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-004-1868-3
- MIYAI, I., MAURICIO, R. L. R., REDING, M. J. 1997. Parietal-Insular Strokes Are Associated with Impaired Standing Balance as Assessed by Computerized Dynamic Posturography. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 11(1), 35-40 [cit. 2021-05-12]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/154596839701100106
- MOHAPATRA, S., EVIOTA, A. C., RINGQUIST, K. L., MUTHUKRISHNAN, S. R., ARUIN, A. S. 2012. Compelled Body Weight Shift Technique to Facilitate Rehabilitation of Individuals with Acute Stroke. *ISRN Rehabilitation* [online]. 1-7 [cit. 2021-05-15]. ISSN 2090-6137. Dostupné z: doi:10.5402/2012/328018
- MORONE, G., IOSA, M., PAOLUCCI, S. 2018. Rehabilitation Approach to Stroke In: SANDRINI, G., HOMBERG, V., SALTUARI, L., SMANIA, N., PEDROCCHI, A., ed. *Advanced Technologies for the Rehabilitation of Gait and Balance Disorders* [online]. Cham: Springer International Publishing, [cit. 2021-02-09]. Biosystems & Biorobotics. ISBN 978-3-319-72735-6. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-72736-3

- MORONE, G., TRAMONTANO, M., IOSA, M., SHOFANY, J., IEMMA, A., MUSICCO, M., PAOLUCCI, S., CALTAGIRONE, C. 2014. The Efficacy of Balance Training with Video Game-Based Therapy in Subacute Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *BioMed Research International* [online]. 1-6 [cit. 2021-05-26]. ISSN 2314-6133. Dostupné z: doi:10.1155/2014/580861
- MUDIE, M. H., WINZELER-MERCAY, U., RADWAN, S., LEE, L. 2002. Training symmetry of weight distribution after stroke: a randomized controlled pilot study comparing task-related reach, Bo bath and feedback training approaches. *Clinical Rehabilitation* [online]. 16(6), 582-592 [cit. 2021-06-06]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1191/0269215502cr527oa
- NARDONE, A., TURCATO, A. M. 2018. An Overview of the Physiology and Pathophysiology of Postural Control. In: SANDRINI, G. et al. *Advanced Technologies for the Rehabilitation of Gait and Balance Disorders* Cham: Springer International Publishing, Biosystems & Biorobotics. ISBN 978-3-319-72735-6. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-72736-3
- NYBERG, L., GUSTAFSON, Y. Patient Falls in Stroke Rehabilitation. 1995 *Stroke* [online]. 26(5), 838-842 [cit. 2021-01-19]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/01.STR.26.5.838
- OPAVSKÝ, J. 2003. *Neurologické vy-et ení v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 80-244-0625-x
- ORDAHAN, B., KARAHAN, A. Y., BASARAN, A., TURKOGLU, G., KUCUKSARAC, S., CUBUKCU, M., TEKIN, L., POLAT, A. D., KURAN, B. 2015. Impact of exercises administered to stroke patients with balance trainer on rehabilitation results: a randomized controlled study. *Hippokratia*. 19(2), 125-30. PMID: 27418760; PMCID: PMC4938102
- OZINGA, S. J., ALBERTS, J. L. 2014. Quantification of postural stability in older adults using mobile technology. *Experimental Brain Research* [online]. 232(12), 3861-3872 [cit. 2021-02-10]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-014-4069-8
- PANZER, V. P., BANDINELLI, S., HALLETT, M. 1995. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 76(2), 151-157 [cit. 2021-06-16]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(95)80024-7

- PANZER, V. P., HALLETT, M. 1990. Biomechanical assessment of upright stance in parkinson's disease: a single-subject study. *Clinical Biomechanics* [online]. 5(2), 73-80 [cit. 2021-06-18]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/0268-0033(90)90041-4
- PARK, Y. H., LEE, CH. H., LEE, B. H. 2013. Clinical usefulness of the virtual reality-based postural control training on the gait ability in patients with stroke. *Journal of Exercise Rehabilitation* [online]. 9(5), 489-494 [cit. 2021-06-03]. ISSN 2288-176X. Dostupné z: doi:10.12965/jer.130066
- PASMA, J.H., ENGELHART, D., SCHOUTEN, A. C., VAN DER KOOIJ, H., MAIER, A. B., MESKERS, C. G. M. 2014. Impaired standing balance: The clinical need for closing the loop. *Neuroscience* [online]. 267, 157-165 [cit. 2021-02-09]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2014.02.030
- PEDERSEN, P. M., WANDEL, A., JØRGENSEN, H. S., NAKAYAMA, H., RAASCHOU, H. O., OLSEN, T. S. 1996. Ipsilateral pushing in stroke: Incidence, relation to neuropsychological symptoms, and impact on rehabilitation. The Copenhagen stroke study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 77(1), 25-28 [cit. 2021-02-11]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(96)90215-4
- PERENNOU, D. A., MAZIBRADA, G., CHAUVINEAU, V., GREENWOOD, R., ROTHWELL, J., GREASY, M. A., BRONSTEIN, A. M. 2008. Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship? *Brain* [online]. 2008, 131(9), 2401-2413 [cit. 2021-02-14]. ISSN 0006-8950. Dostupné z: doi:10.1093/brain/awn170
- PEURALA, S. H., KÖNÖNEN, P., PITKÄNEN, K., SIVENIUS, J., TARKKA, I. M. 2007. Postural instability in patients with chronic stroke. *Restorative Neurology and Neuroscience*. 25(2), 101-108 [cit. 2021-05-14]. PMID: 17726268
- PIIRTOLA, M., ERA, P. 2006. Force Platform Measurements as Predictors of Falls among Older People ó A Review. *Gerontology* [online]. 52(1), 1-16 [cit. 2021-02-11]. ISSN 0304-324X. Dostupné z: doi:10.1159/000089820
- POLLOCK, A. S., BAER, G., POMEROY, V. M., LANGHORNE, P. 2007. Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 1-92, [cit. 2021-06-02]. Dostupné z: doi:10.1002/14651858.CD001920.pub2

- POLLOCK, A. S., DURWARD, B. R., ROWE, P. J., PAUL, J. P. 2000. What is balance? *Clinical Rehabilitation* [online]. 14(4), 402-406 [cit. 2021-02-12]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1191/0269215500cr342oa
- PORTNOY, S., REIF, S., MENDELBOIM, T., RAND, D. 2017. Postural control of individuals with chronic stroke compared to healthy participants: Timed-Up-and-Go, Functional Reach Test and center of pressure movement. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 53(5), 685-693 [cit. 2021-05-16]. Dostupné z doi:10.23736/S1973-9087.17.04522-1, PMID: 28178773
- PRESTON, E., ADA, L., DEAN, C. M., STANTON, R., WADDINGTON, G. 2011. What is the Probability of Patients who are Nonambulatory after Stroke Regaining Independent Walking? a Systematic Review. *International Journal of Stroke* [online]. 6(6), 531-540 [cit. 2021-02-24]. ISSN 1747-4930. Dostupné z: doi:10.1111/j.1747-4949.2011.00668.x
- PYÖRIÄ, O., ERA, P., TALVITIE, U. 2004. Relationships Between Standing Balance and Symmetry Measurements in Patients Following Recent Strokes (ÖB Weeks) or Older Strokes (×6 Months). *Physical Therapy* [online]. 84(2), 128-136 [cit. 2021-05-16]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/84.2.128
- RAMNEMARK, A., NILSSON, M., BORSSÉN, B., GUSTAFSON, Y. 2000. Stroke, a Major and Increasing Risk Factor for Femoral Neck Fracture. *Stroke* [online]. 31(7), 1572-1577 [cit. 2021-01-31]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/01.STR.31.7.1572
- RENSINK, M., SCHUURMANS, M., LINDEMAN, E., HAFSTEINSDÓTTIR, T. 2009. Task-oriented training in rehabilitation after stroke: systematic review. *Journal of Advanced Nursing* [online]. 65(4), 737-754 [cit. 2021-05-25]. ISSN 03092402. Dostupné z: doi:10.1111/j.1365-2648.2008.04925.x
- RODE, G., TILIKET, C., BOISSON, D. 1997. Predominance of postural imbalance in left hemiparetic patients. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine* [online]. 29(1), 11-6 [cit. 2021-05-16]. PMID: 9084100
- ROEING, K. L., HSIEH, K. L., SOSNOFF, J. J. 2017. A systematic review of balance and fall risk assessments with mobile phone technology. *Archives of Gerontology and Geriatrics* [online]. 73, 222-226 [cit. 2021-02-11]. ISSN 01674943. Dostupné z: doi:10.1016/j.archger.2017.08.002

- SACKETT, D. L., ROSENBERG, W. M. C., GRAY, J. A. M., HAYNES, R. B., RICHARDSON, W. S. 1996. Evidence based medicine: what it is and what it isn't. *BMJ* [online]. 312(7023), 71-72 [cit. 2021-06-28]. ISSN 0959-8138. Dostupné z: doi:10.1136/bmj.312.7023.71
- SACKLEY, C. M. 1990. The relationships between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 6(4), 179-185 [cit. 2021-04-22]. ISSN 0959-3985. Dostupné z: doi:10.3109/09593989009048293
- SALBACH, N. M., MAYO, N. E., WOOD-DAUPHINEE, S., HANLEY, J. A., RICHARDS, C. L., CÔTÉ, R. 2004. A task-orientated intervention enhances walking distance and speed in the first year post stroke: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 18(5), 509-519 [cit. 2021-02-16]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1191/0269215504cr763oa
- SCHMID, M., CASABIANCA, L., BOTTARO, A., SCHIEPPATI, M. 2008. Graded changes in balancing behavior as a function of visual acuity. *Neuroscience* [online]. 153(4), 1079-1091 [cit. 2021-02-07]. ISSN 03064522. Dostupné z: doi:10.1016/j.neuroscience.2008.03.024
- SCHMID, A. A., RITTMAN, M. 2007. Fear of Falling: An Emerging Issue After Stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 14(5), 46-55 [cit. 2021-01-24]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi:10.1310/tsr1405-46
- SCHMID, A. A., YAGGI, H. K., BURRUS, N., et al. 2013. Circumstances and consequences of falls among people with chronic stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 50(9), 1277-1286 [cit. 2021-01-23]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi:10.1682/JRRD.2012.11.0215
- SCHUBERT, P., KIRCHNE, M. 2014. Ellipse area calculations and their applicability in posturography. *Gait & Posture* [online]. 39(1), 518-522 [cit. 2021-05-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.09.001
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2012. *Motor control: translating research into clinical practice*. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, ISBN 978-1-60831-018-0
- SKOPLJAK, A., MUFTIC, M., SUKALO, A., MASIC, I. 2014. Pedobarography in Diagnosis and Clinical Application. *Acta Informatica Medica* [online]. 22(6), 374-378 [cit. 2021-02-18]. ISSN 0353-8109. Dostupné z: doi:10.5455/aim.2014.22.374-378

- SRIVASTAVA, A., TALY, A. B., GUPTA, A., KUMAR, S., MURALI, T. 2009. Post-stroke balance training: Role of force platform with visual feedback technique. *Journal of the Neurological Sciences* [online]. 287(1-2), 89-93 [cit. 2021-05-26]. ISSN 0022510X. Dostupné z: doi:10.1016/j.jns.2009.08.051
- SUÁREZ, H., MUSÉ, P., SUÁREZ, A., AROCENA, M. 2001. Assessment of the Risk of Fall, Related to Visual Stimulation, in Patients with Central Vestibular Disorders. *Acta Oto-Laryngologica* [online]. 121(2), 220-224 [cit. 2021-05-06]. ISSN 0001-6489. Dostupné z: doi:10.1080/000164801300043587
- SZOPA, A., DOMAGALSKA-SZOPA, M., LASEK-BAL, A., AK, A. 2017. The link between weight shift asymmetry and gait disturbances in chronic hemiparetic stroke patients. *Clinical Interventions in Aging* [online]. 12, 2055-2062 [cit. 2021-06-10]. ISSN 1178-1998. Dostupné z: doi:10.2147/CIA.S144795
- TEASELL, R., MCRAE, M., FOLEY, N. BHARDWAJ, A. 2002. The incidence and consequences of falls in stroke patients during inpatient rehabilitation: Factors associated with high risk. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 83(3), 329-333 [cit. 2021-01-31]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1053/apmr.2002.29623
- TEKIN, F., KAVLAK, E., CAVLAK, U., ALTUG, F. 2018. Effectiveness of Neuro-Developmental Treatment (Bobath Concept) on postural control and balance in Cerebral Palsied children. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. 31(2), 397-403 [cit. 2021-06-04]. ISSN 18786324. Dostupné z: doi:10.3233/BMR-170813
- THIELMAN, G. T., DEAN, C. M., GENTILE, A. M. 2004. Rehabilitation of reaching after stroke: Task-related training versus progressive resistive exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 85(10), 1613-1618 [cit. 2021-02-16]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2004.01.028
- TUTUARIMA, J.A., VAN DER MEULEN, J.H.P., DE HAAN, R. J., VAN STRATEN, A., LIMBURG, M. 1997. Risk Factors for Falls of Hospitalized Stroke Patients. *Stroke* [online]. 28(2), 297-301 [cit. 2021-01-31]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/01.STR.28.2.297
- TYSON, S. F., HANLEY, M., CHILLALA, J., SELLEY, A., TALLIS, R. C. 2006. Balance Disability After Stroke. *Physical Therapy* [online]. 86(1), 30-38 [cit. 2021-02-06]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.1093/ptj/86.1.30

- TYSON, S., SELLEY, A. 2009. A content analysis of physiotherapy for postural control in people with stroke: An observational study. *Disability and Rehabilitation* [online]. 28(13-14), 865-872 [cit. 2021-02-17]. ISSN 0963-8288. Dostupné z: doi:10.1080/09638280500535090
- VAN PEPPEN, R., KORTSMIT, M., LINDEMAN, E., KWAKKEL, G. 2006. EFFECTS OF VISUAL FEEDBACK THERAPY ON POSTURAL CONTROL IN BILATERAL STANDING AFTER STROKE: A SYSTEMATIC REVIEW. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 38(1), 3-9 [cit. 2021-05-15]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi:10.1080/16501970500344902
- VA EKA, I., VA EKOVA, R. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3
- VERHEYDEN, G., VEREECK, L., TRUIJEN, S., TROCH, M., HERREGODTS, I., LAFOSSE, CH., NIEUWBOER, A., DE WEERDT, W. 2006. Trunk performance after stroke and the relationship with balance, gait and functional ability. *Clinical Rehabilitation* [online]. 20(5), 451-458 [cit. 2021-06-06]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1191/0269215505cr955oa
- VERHEYDEN, G., VEREECK, L., TRUIJEN, S. et al. 2009. Additional Exercises Improve Trunk Performance After Stroke: A Pilot Randomized Controlled Trial. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 23(3), 281-286 [cit. 2021-06-10]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968308321776
- WADA, N., SOHMIYA, M., SHIMIZU, T., OKAMOTO, K., SHIRAKURA, K. 2007. Clinical Analysis of Risk Factors for Falls in Home-Living Stroke Patients Using Functional Evaluation Tools. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 88(12), 1601-1605 [cit. 2021-02-01]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2007.09.005
- WALLER, S. M., PRETTYMAN, M. G. 2012. Arm training in standing also improves postural control in participants with chronic stroke. *Gait & Posture* [online]. 36(3), 419-424 [cit. 2021-05-25]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2012.03.025
- WANG, R. Y., CHEN, H. I., CHEN, CH. Y., YANG, Y. R. 2005. Efficacy of Bobath versus orthopaedic approach on impairment and function at different motor recovery stages after stroke: a randomized controlled study. *Clinical Rehabilitation* [online]. 19(2), 155-164 [cit. 2021-06-06]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1191/0269215505cr850oa

- WATANABE, Y. 2005. Fear of falling among stroke survivors after discharge from inpatient rehabilitation. *International Journal of Rehabilitation Research* [online]. 28(2), 149-152 [cit. 2021-01-31]. ISSN 0342-5282. Dostupné z: doi:10.1097/00004356-200506000-00008
- WEERDESTeyN, V., LAING, A. C., ROBINOVITCH, S. T. 2008. Automated postural responses are modified in a functional manner by instruction. *Experimental Brain Research* [online]. 186(4), 571-580 [cit. 2021-02-13]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-007-1260-1
- WEERDESTeyN, V., NIET, M., VAN Duijnhoven, H. J. R., GEURTS, A. C. H. 2008. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 45(8), 1195-1214 [cit. 2021-01-19]. ISSN 0748-7711. Dostupné z: doi:10.1682/JRRD.2007.09.0145
- WIJESUNDERA, CH., VINGRYS, A. J., WIJERATNE, T., CREWThER, S. G. 2020 Acquired Visual Deficits Independent of Lesion Site in Acute Stroke. *Frontiers in Neurology* [online]. 11, 1-10 [cit. 2021-06-05]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2020.00705
- WIST, S., CLIVAZ, J., SATTELMAYER, M. 2016. Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 59(2), 114-124 [cit. 2021-02-06]. ISSN 18770657. Dostupné z: doi:10.1016/j.rehab.2016.02.001
- YANG, Y. R., WANG, R. Y., LIN, K. H., CHU, M. Y., CHAN, R. CH. 2006. Task-oriented progressive resistance strength training improves muscle strength and functional performance in individuals with stroke. *Clinical Rehabilitation* [online]. 20(10), 860-870 [cit. 2021-02-16]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi:10.1177/0269215506070701
- YELNIK, A. P., LEBRETON, F. O., BONAN, I. V., COLLE, F. M. C., MEURIN, F. A., GUICHARD, J. P., VICAUT, E. 2002. Perception of Verticality After Recent Cerebral Hemispheric Stroke. *Stroke* [online]. 33(9), 2247-2253 [cit. 2021-05-12]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: doi:10.1161/01.STR.0000027212.26686.48
- YELNIK, A. P., KASSOUHA, A., BONAN, I. V., LEMAN, M. C., JACQ, C., VICAUT, E., COLLE, F. M. 2006. Postural visual dependence after recent stroke: Assessment by optokinetic stimulation. *Gait & Posture* [online]. 24(3), 262-269 [cit. 2021-05-06]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2005.09.007



- YELNIK, A., BONAN, I. 2008. Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology* [online]. 38(6), 439-445 [cit. 2021-02-09]. ISSN 09877053. Dostupné z: doi:10.1016/j.neucli.2008.09.008
- YELNIK, A. P., LE BRETON, F., COLLE, F. M. et al. 2008. Rehabilitation of Balance After Stroke With Multisensorial Training: A Single-Blind Randomized Controlled Study. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [online]. 22(5), 468-476 [cit. 2021-05-14]. ISSN 1545-9683. Dostupné z: doi:10.1177/1545968308315996
- YU, H. X., WANG, Z. X., LIU, CH. B., DAI, P., LAN, Y., XU, G. G., LIU, W. L. 2021. Effect of Cognitive Function on Balance and Posture Control after Stroke. *Neural Plasticity* [online]. 1-6 [cit. 2021-02-11]. ISSN 1687-5443. Dostupné z: doi:10.1155/2021/6636999
- Zebris Medical GmbH. 2016. *Specifications and operating instructios* [online]. [cit. 2021-06-10]. Dostupné z: [https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF-Manuals/Medizin/Hardware/Alte\\_Versionen/FDM\\_Hardware-Manual\\_160606\\_en.pdf](https://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF-Manuals/Medizin/Hardware/Alte_Versionen/FDM_Hardware-Manual_160606_en.pdf)

## Seznam zkratek

95CE - 95% confidence ellipse area

ABC Scale ó activity specific balance confidence scale

ADL ó activity of daily living

AF - Average Forces

BBS ó Berg Balance Scale

BESTest ó Balance Evaluation System Test

BS ó op rná báze (base of support)

CMP ó cévní mozková p řhoda

CNS ó centrální nervová soustava

COM ó t ři-t řla (center of mass)

COP ó silový vektor v-ech p sobících sil (center of pressure)

DK ó dolní kon etina

DKK ó dolní kon etiny

FAC ó Functional Ambulation Categories (funk ní kategorie ch ze)

FNOL ó Fakultní nemocnice v Olomouci

FRT ó The Functional Reach Test

HKK ó horní kon etiny

iCMP ó ischemická cévní mozková p řhoda

PIVC ó parieto-insulární vestibulární kortex

PL ó COP path length

SD ó sm rodatná odchylka

TUG - Timed Up and Go

VEL - COP average velocity

WBB ó Wii Balance Board

WIS ó nositelné inerciální sensory (wearable inertial sensors)

## Seznam obrázk

<b>Obrázek 1</b> Pokles fyzické aktivity.....	20
<b>Obrázek 2</b> Report analýzy stoje.....	33
<b>Obrázek 3</b> Krabicové grafy pro signifikatní výsledky parametr PL a VEL .....	38
<b>Obrázek 4</b> Graf znázorující zatížení DKK při otevřených očních.....	41
<b>Obrázek 5</b> Graf znázorující zatížení DKK při zavřených očních.....	41
<b>Obrázek 6</b> Zobrazení prediction ellipse (-edá) versus confidence ellipse (erná).....	45

## Seznam příloh

<b>Příloha 1</b> Funkční kategorie chůze (Functional Ambulation Categories).....	86
<b>Příloha 2</b> Dotazník k zjištění anamnestických dat.....	87
<b>Příloha 3</b> Vzor informovaného souhlasu.....	88
<b>Příloha 4</b> Schválení Etické komise.....	90
<b>Příloha 5</b> Krabicový graf pro parametr PL (1. v deká otázka o vstupní mění).....	91
<b>Příloha 6</b> Krabicový graf pro parametr 95CE (1. v deká otázka o vstupní mění).....	91
<b>Příloha 7</b> Krabicový graf pro parametr VEL (1. v deká otázka o vstupní mění).....	92
<b>Příloha 8</b> Krabicový graf pro parametr 95CE (1. v deká otázka o výstupní mění).....	92
<b>Příloha 9</b> Krabicový graf pro parametr AF (2. v deká otázka o otevřené oči).....	93
<b>Příloha 10</b> Krabicový graf pro parametr AF (2. v deká otázka o zavřené oči).....	93
<b>Příloha 11</b> Krabicový graf pro parametr PL (2. v deká otázka o otevřené oči).....	94
<b>Příloha 12</b> Krabicový graf pro parametr 95CE (2. v deká otázka o otevřené oči).....	94
<b>Příloha 13</b> Krabicový graf pro parametr VEL (2. v deká otázka o otevřené oči).....	95
<b>Příloha 14</b> Krabicový graf pro parametr PL (2. v deká otázka o zavřené oči).....	95
<b>Příloha 15</b> Krabicový graf pro parametr 95CE (2. v deká otázka o zavřené oči).....	96
<b>Příloha 16</b> Krabicový graf pro parametr VEL (2. v deká otázka o zavřené oči).....	96

## Seznam tabulek

<b>Tabulka 1</b> Charakteristika sledovaného souboru.....	32
<b>Tabulka 2</b> Popisná statistika parametr PL, 95CE a VEL pro vstupní měření (otevřené vs. zavěšené) .....	36
<b>Tabulka 3</b> Popisná statistika parametr PL, 95CE a VEL pro výstupní měření (otevřené vs. zavěšené) .....	37
<b>Tabulka 4</b> Popisná statistika parametru AF při otevřených ořích (vstupní vs. výstupní měření) .....	39
<b>Tabulka 5</b> Popisná statistika parametru AF při zavěšených ořích (vstupní vs. výstupní měření) .....	40
<b>Tabulka 6</b> Popisná statistika parametr PL, 95CE a VEL při otevřených ořích (vstupní vs. výstupní měření) .....	42
<b>Tabulka 7</b> Popisná statistika parametr PL, 95CE a VEL při zavěšených ořích (vstupní vs. výstupní měření) .....	43

## P ílohy

**P íloha 1** Funk ní kategorie ch ze (Functional Ambulation Categories) (Opavský, 2003, s. 74)

0	Pacient není schopen chůze nebo potřebuje pomoc dvou nebo více osob
1	Pacient vyžaduje výraznou podporu další osoby, která mu pomáhá udržovat rovnováhu a pomáhá mu při chůzi.
2	Pacient vyžaduje trvalou nebo přechodnou podporu další osoby, která mu pomáhá v udržování rovnováhy a v koordinaci pohybů při chůzi
3	Pacient vyžaduje povelování nebo dosah další osoby při chůzi, avšak již bez fyzické podpory.
4	Pacient je schopen chodit samostatně na rovném povrchu, vyžaduje však pomoc při chůzi po schodech, šikmých nebo nerovných površích.
5	Pacient je schopen zcela samostatné chůze na jakémkoliv povrchu.

**Příloha 2** Dotazník k zjištění anamnestických dat

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

Věk: ..... Výška: ..... Hmotnost: .....

Vzdělání: ZŠ SŠ VŠ

Léze - Povodí:..... Strana:.....

Datum ataky:.....

Neurologická intervence: ano x ne

(IVT, botox)

Hodnocení chůze

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

Zhodnocení chůze dle FAC

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

## Příloha 3 Vzor informovaného souhlasu



Fakulta  
zdravotnických věd

Genius loci ...

### **Informovaný souhlas**

Pro výzkumný projekt: Hodnocení efektivity rehabilitace u pacientů po cévní mozkové příhodě analýzou stoje.

Období realizace: září 2020 – duben 2021

Řešitel projektu: Bc. Olga Jüstelová, Mgr. Jiří Stacho

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož výsledky budou použity při zpracování diplomové práce. Cílem je zhodnotit efektivitu rehabilitace posturálních funkcí u pacientů po CMP analýzou stoje za různých senzorických podmínek.

V Kineziologické laboratoři na oddělení rehabilitace proběhne testování, které trvá zhruba 10 minut. Během měření bude hodnocena posturální stabilita stoje za měnících se senzorických podmínek. Testování probíhá na chodícím pásu vybaveným tenzometrickou plošinou od firmy Zebris Medical GmbH, Germany. Během měření bude chodící pás zastaven, jde o testování za statických podmínek. Hodnocená bude posturální stabilita při vzpřímeném stoji s horními končetinami podél těla na pevném povrchu. V určitých testovaných situacích budete vyzván/a k zavření očí. Měření proběhne dvakrát, při přijetí na oddělení a poté před propuštěním, testování proběhne ve všech testovaných pozicích. V případě rizika pádu budete poučeni, ať se okamžitě přidržíte bradel, navíc během testování bude v blízkosti stát další osoba, která by případnému pádu zabránila. Polohu chodidel nastaví řešitel projektu. Cílem těchto testů je zhodnotit stabilitu stoje, schopnost reagovat na změnu senzorických vstupů.

Z účasti na projektu pro Vás nevyplývají žádná zdravotní ani jiná rizika, v průběhu měření můžete kdykoliv vyjádřit nesouhlas s jeho průběhem a měření bude

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



ukončeno. V případě dotazů souvisejících s výzkumem se obraťte na řešitele výzkumu. Výsledky měření Vám budou na vyžádání poskytnuty. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte prosím podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením. Řešitel projektu během testování neodpovídá za odložené osobní věci účastníka.

#### **Prohlášení účastníka výzkumu**

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

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

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

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

Jméno a příjmení účastníka výzkumu:

Jméno a příjmení řešitele projektu:

\_\_\_\_\_ Datum:

\_\_\_\_\_ Datum:

Podpis:

Podpis:

## Příloha 4 Schvální Etické komise



Fakulta  
zdravotnických věd

UPOL-159524/1030S-2020

Vážená paní  
Olga Jüstelová

2020-23-09


Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní Jüstelová,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Hodnocení efektivity rehabilitace u pacientů po CMP aspektem posturografického hodnocení**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

**souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .**

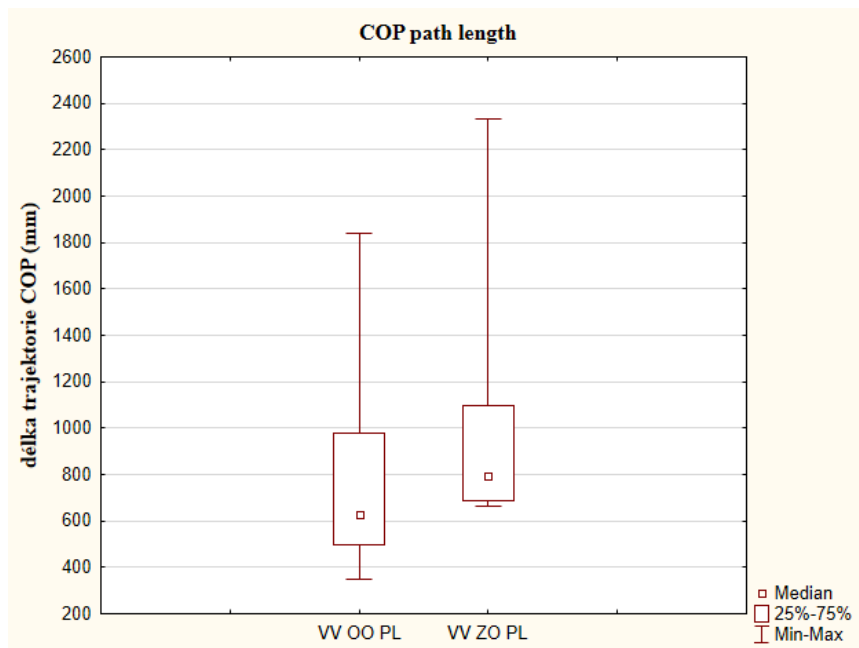
S pozdravem,

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

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

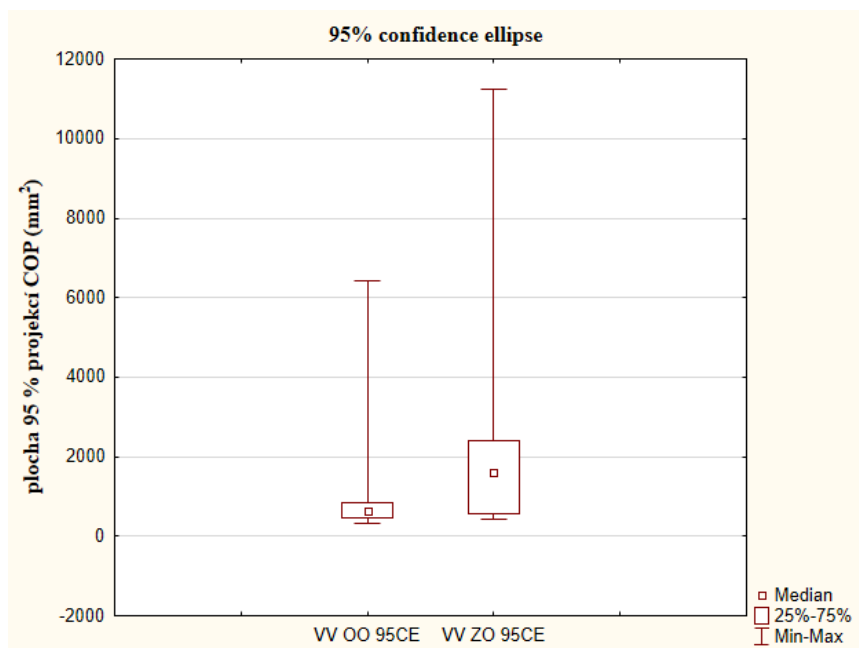
Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880  
[www.fzv.upol.cz](http://www.fzv.upol.cz)

**Příloha 5** Krabicový graf pro parametr PL (1. v deká otázka o vstupní mění)



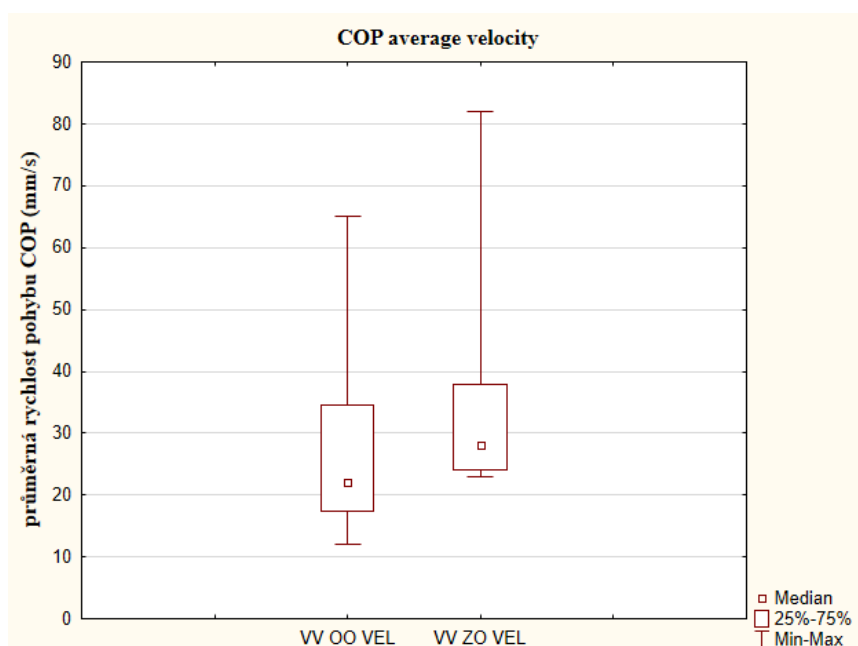
**Legenda:** VV o vstupní vy-et ení, OO o otev ené o i, ZO o zav ené o i, PL o COP path length

**Příloha 6** Krabicový graf pro parametr 95CE (1. v deká otázka o vstupní mění)



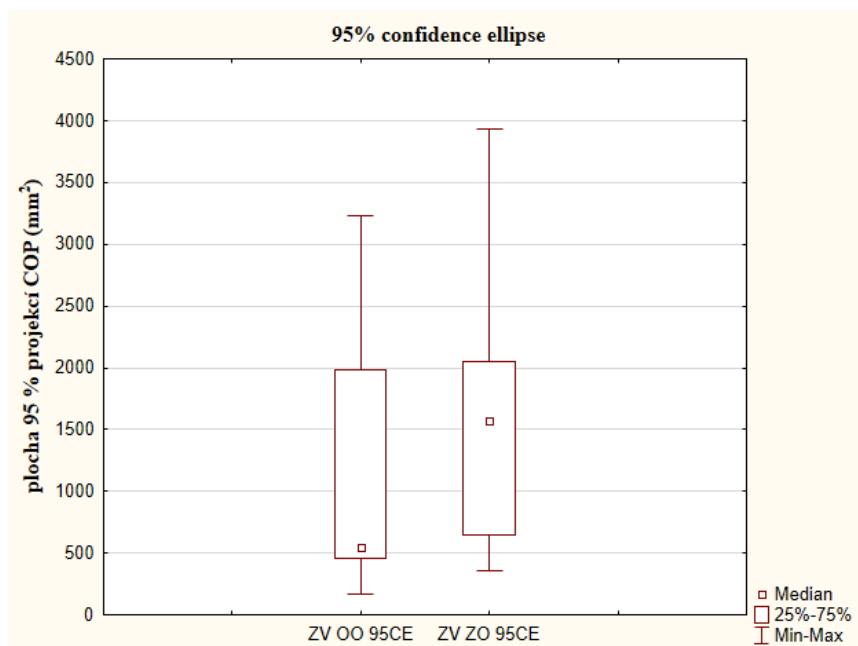
**Legenda:** VV o vstupní vy-et ení, OO o otev ené o i, ZO o zav ené o i, 95CE o 95% confidence ellipse area

**Příloha 7** Krabicový graf pro parametr VEL (1. v deká otázka o vstupní měření)



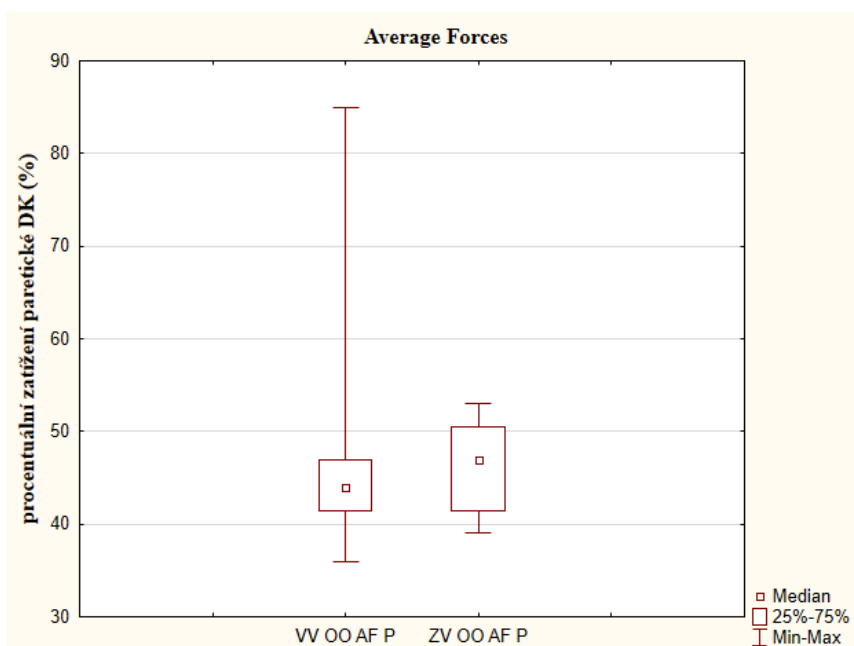
**Legenda:** VV o vstupní vy-et ení, OO o otev ené o i, ZO o zav ené o i, VEL o COP average velocity

**Příloha 8** Krabicový graf pro parametr 95CE (1. v deká otázka o výstupní měření)



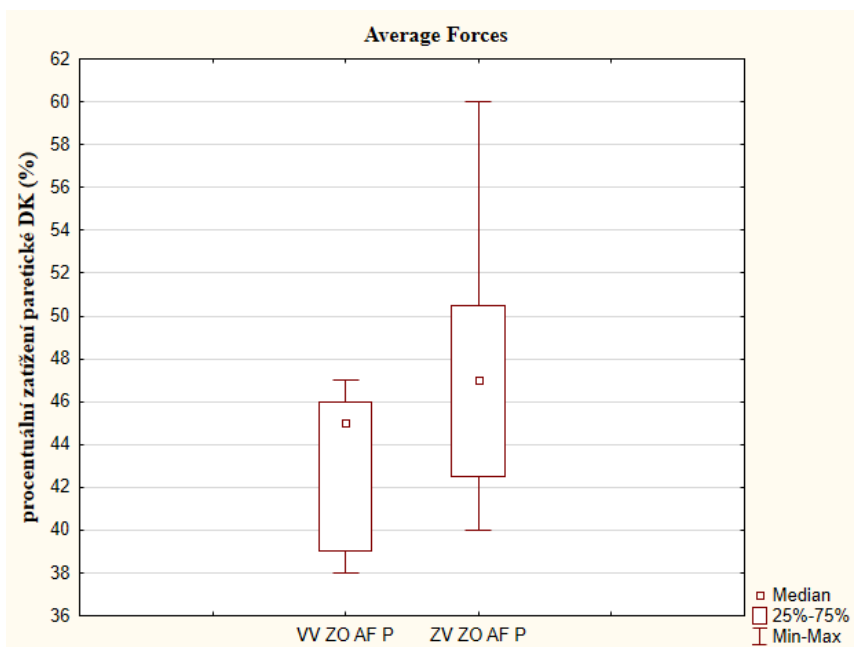
**Legenda:** ZV o výstupní (záv re né) vy-et ení, OO o otev ené o i, ZO o zav ené o i, 95CE o 95% confidence ellipse area

**Příloha 9** Krabicový graf pro parametr AF (2. v deká otázka o otevření o i)



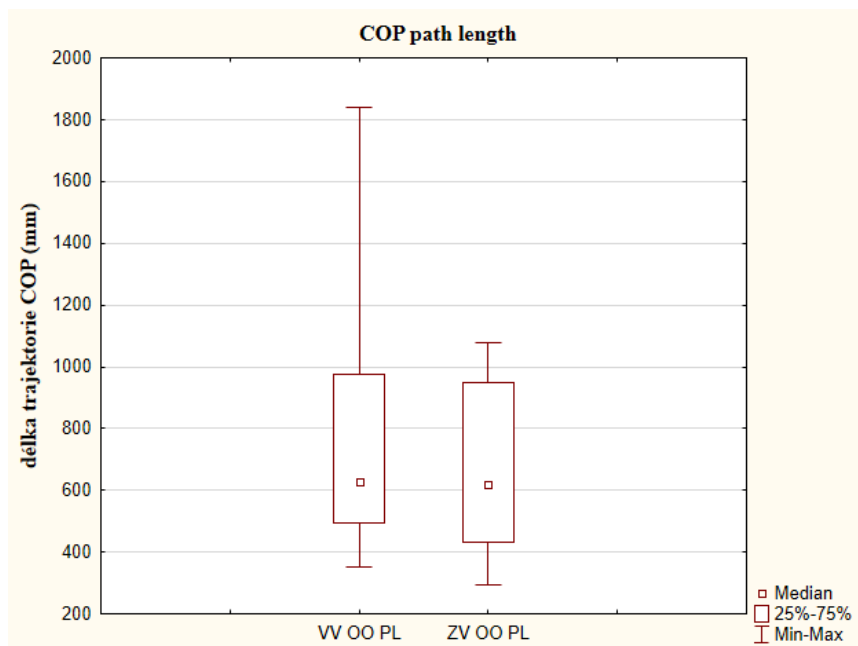
**Legenda:** VV o vstupní vy-et ení, ZV o záv re né (výstupní) vy-et ení, OO o otev ené o i, P o paretická DK, AF o Average Forces

**Příloha 10** Krabicový graf pro parametr AF (2. v deká otázka o zav ené o i)



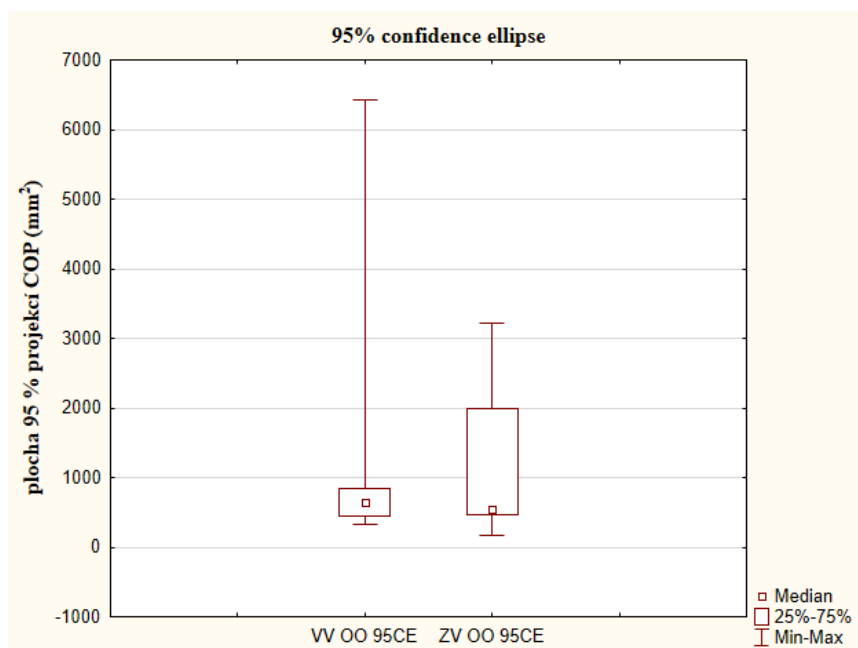
**Legenda:** VV o vstupní vy-et ení, ZV o záv re né (výstupní) vy-et ení, ZO o zav ené o i, P o paretická DK, AF o Average Forces

**Příloha 11** Krabicový graf pro parametr PL (2. v deká otázka otevřenosti)



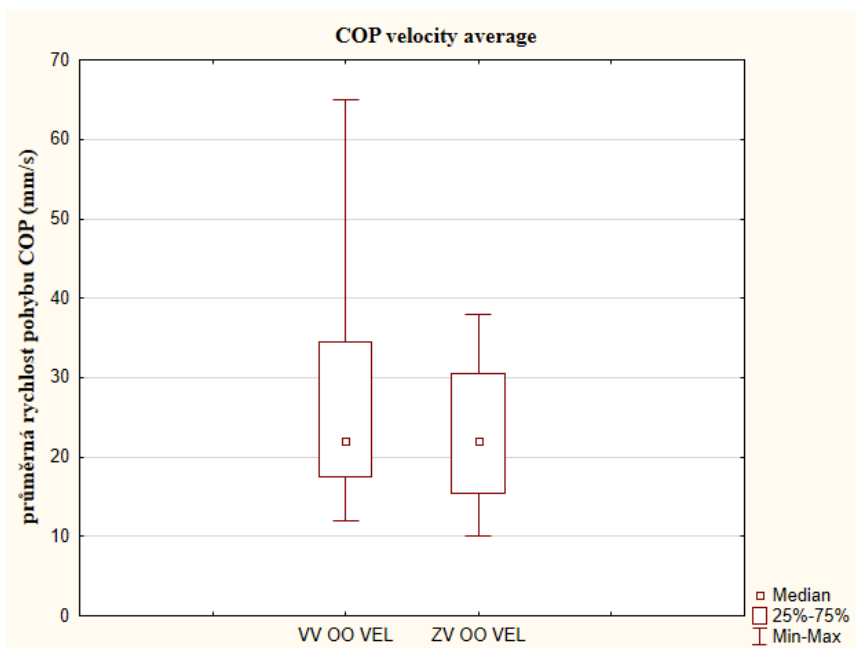
**Legenda:** VV – vstupní vyjetí, ZV – závěrečné (výstupní) vyjetí, OO – otevřenost, PL – COP path length

**Příloha 12** Krabicový graf pro parametr 95CE (2. v deká otázka otevřenosti)



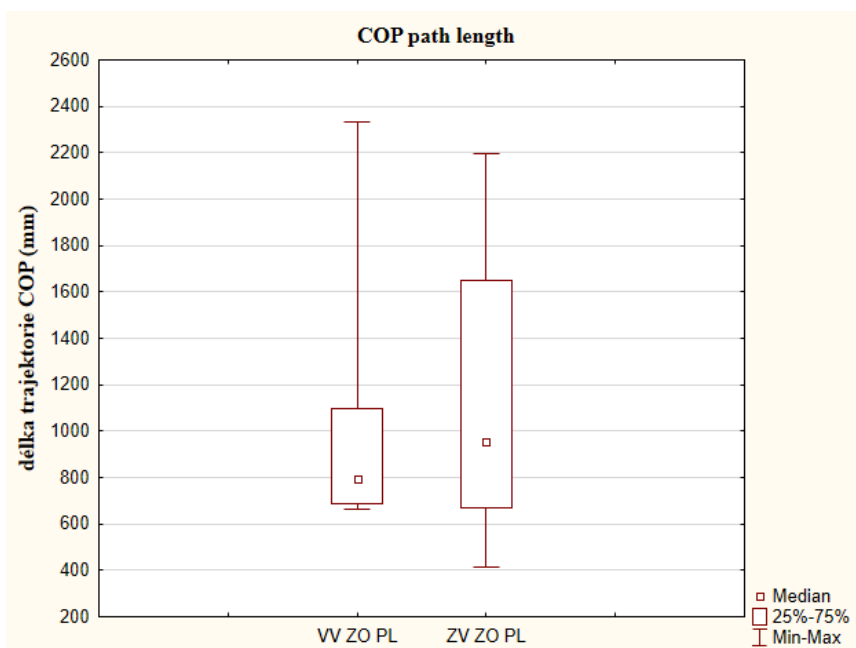
**Legenda:** VV – vstupní vyjetí, ZV – závěrečné (výstupní) vyjetí, OO – otevřenost, 95CE – 95% confidence ellipse area

**P íloha 13** Krabicový graf pro parametr VEL (2. v decká otázka ó otev ené o i)



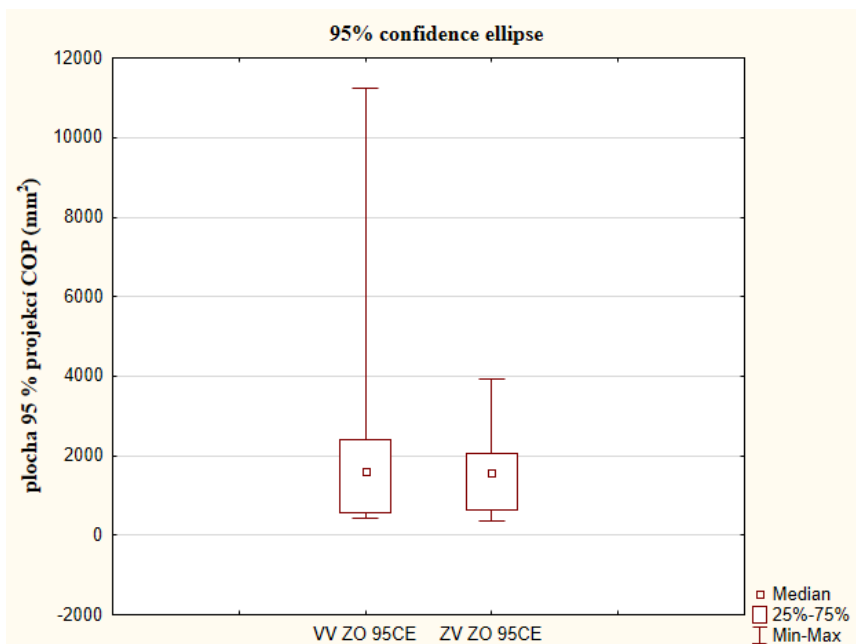
**Legenda:** VV ó vstupní vy-et ení, ZV ó záv re né (výstupní) vy-et ení, OO ó otev ené o i, VEL ó COP average velocity

**P íloha 14** Krabicový graf pro parametr PL (2. v decká otázka ó zav ené o i)



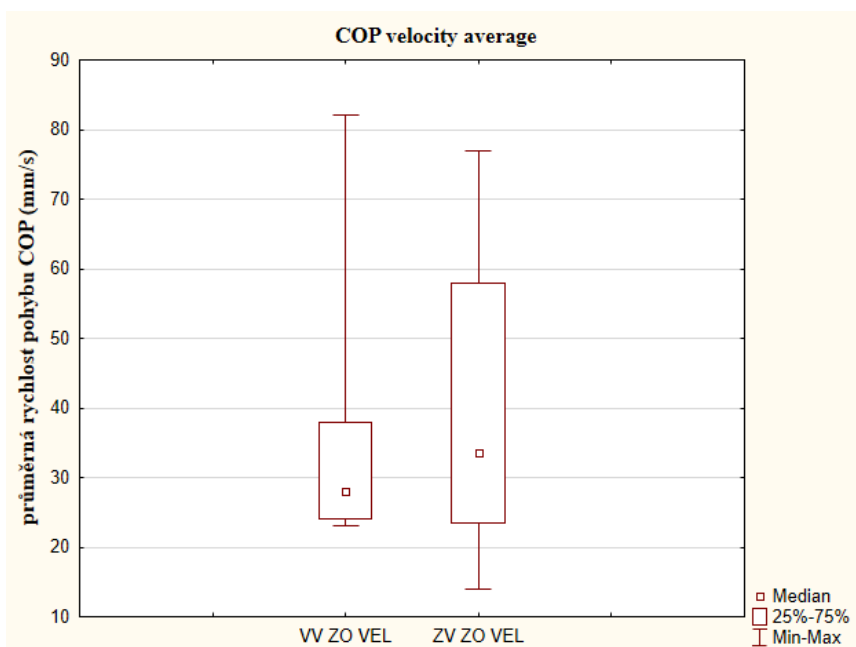
**Legenda:** VV ó vstupní vy-et ení, ZV ó záv re né (výstupní) vy-et ení, ZO ó zav ené o i, PL ó COP path length

**Průloha 15** Krabicový graf pro parametr 95CE (2. v deká otázka o zavěnění)



**Legenda:** VV o vstupní vy-etění, ZV o záv re né (výstupní) vy-etění, ZO o zavěnění, 95CE o 95% confidence ellipse area

**Průloha 16** Krabicový graf pro parametr VEL (2. v deká otázka o zavěnění)



**Legenda:** VV o vstupní vy-etění, ZV o záv re né (výstupní) vy-etění, ZO o zavěnění, VEL o COP average velocity