

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Zuzana Červenková

Kognitivní aspekty chůze u pacientů po cerebrovaskulární atace

Diplomová práce

Vedoucí práce: doc. MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

Olomouc 2018

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně, pouze za odborného vedení vedoucího diplomové práce doc. MUDr. Aloise Krobota, Ph.D. a použila jsem veškeré bibliografické a elektronické zdroje, které jsou uvedeny v referenčním seznamu.

V Olomouci, dne

.....

podpis

Poděkování

Touto cestou bych ráda poděkovala doc. MUDr. Aloisovi Krobotovi, Ph.D. za odborné vedení práce a za inspiraci při studiu. Jsem velmi vděčná, že nám ukázal, že na každou otázku lze nahlížet z mnoha aspektů a výrazně tím rozšířil hranice našeho smýšlení.

PaedDr. Miladě Dubové patří poděkování za gramatickou korekturu diplomové práce, Mgr. Janě Zapletalové, Dr. za pomoc se statistickým zpracováním dat a Danielu Šabartovi za pomoc s formální úpravou práce. Všem probandům děkuji za účast a ochotu při měření experimentální části.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Kognitivní aspekty chůze u pacientů po cerebrovaskulární atace

Název práce v AJ: Cognitive aspects of gait in patients after cerebrovascular accident

Datum zadání: 31. 01. 2017

Datum odevzdání: 15. 05. 2018

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Obor fyzioterapie

Autor práce: Bc. Zuzana Červenková

Vedoucí práce: doc. MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

Oponent práce: MUDr. Petr Konečný, Ph.D., MBA

Abstrakt v ČJ:

Úvod: Smyslem rehabilitace po cévní mozkové příhodě je kompenzovat trvalé následky. V popředí zájmu terapeutů bývá často motorická komponenta mnohdy na úkor té kognitivní. Kognice a motorika jsou ovšem provázaným komplexem. Vzájemně se ovlivňují a fungují jako celek.

Cíl: Objektivizovat korelace mezi kognitivními funkcemi a chůzí u pacientů po cerebrovaskulární atace.

Metodika: Studie se zúčastnilo celkem 20 pacientů v akutní a subakutní fázi po iktu. Všichni pacienti byli změřeni při přijetí a při propuštění z rehabilitační kliniky, kde absolvovali konvenční rehabilitační léčbu v délce dvou až tří týdnů. Pacientům byly změřeny kognitivní funkce pomocí MoCA testu. Chůzové parametry se kvantifikovaly na chodícím páse Zebris.

Výsledky: Experiment částečně potvrdil dílčí cíle práce. U pacientů došlo ke zlepšení kognitivních funkcí a zlepšení vybraných parametrů chůze ($p < 0,05$). Nebyla prokázána korelace mezi zlepšením chůzových parametrů a zlepšení kognitivních funkcí. Nebyla potvrzena závislost věku a vzdělání na zlepšení kognitivních funkcí ($p < 0,05$). Stejně tak nebyla potvrzena závislost věku na zlepšení chůzových parametrů ($p < 0,05$).

Závěr: Konvenční rehabilitační léčba vede ke zvýšení kognitivních funkcí a zlepšení vybraných parametrů chůze. I přes rozpor s literaturou nebyla prokázána signifikantně významná korelace mezi změnou kognitivních funkcí a změnou parametrů chůze. Stejně tak nebyl potvrzen vliv věku a vzdělání na kognitivní statut pacienta a vliv věku na jeho lokomoční projev.

Klíčová slova: cévní mozková příhoda, chůze, kognice, exekutivní funkce

Abstrakt v AJ:

Introduction: The purpose of rehabilitation after stroke is to compensate for permanent effects. It is often a motor component that is in the forefront of the therapists' interest, unfortunately often at the expense of the cognitive one. However, cognition and motor skills are a complex that interacts and functions as a whole.

Objective: To objectify the correlation between cognitive functions and gait in patients after cerebrovascular accident.

Methodology: The study involved a total of 20 patients in the acute and subacute phase after a stroke. All patients were examined on admission and after discharge from the rehabilitation clinic, where they underwent conventional rehabilitation treatment that lasted from two to three weeks. Patients were assessed for cognitive functions using the MoCA test; gait parameters were quantified using the treadmill Zebris FDM-T.

Results: The experiment partly confirmed the partial goals of the work. Patients improved cognitive functions and selected gait parameters ($p < 0.05$). Correlation between improvement of gait parameters and improvement of cognitive functions was not proven. Age and education dependency was not confirmed to improve cognitive functions ($p < 0.05$). Similarly, age dependency was not confirmed to improve gait parameters ($p < 0.05$).

Conclusion: Conventional rehabilitation treatment leads to increased cognitive functions and improved gait parameters. Despite the contradiction with the literature, no significant correlation between the change of cognitive functions and the change in gait parameters was proven. Similarly, the effect of age and education on the cognitive status of the patient and the effect of age on his locomotor manifestation was not confirmed.

Key words: cerebrovascular accident, gait, cognition, executive functions

OBSAH

ÚVOD	8
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH VÝCHODISEK	9
1.1 KOGNICE	9
1.1.1 Mysl na pomezí filozofie a medicíny	9
1.1.2 Vymezení pojmu kognice	9
1.1.3 Anatomie kognitivních funkcí	10
1.1.4 Exekutivní funkce	11
1.1.5 Souvislost kognitivní komponenty a motorické aktivity	13
1.1.6 Kognice ve vztahu k rehabilitaci	14
1.1.7 Kognitivní deficit	14
1.1.8 Neuroplastický potenciál mozku	15
1.2 LOKOMOCE	15
1.2.1 Definování pohybu, potažmo lokomoce	15
1.2.2 Vymezení bipedální lokomoce	16
1.2.3 Neurofyziologický podklad lokomoce	16
1.2.4 Kognitivní aspekty chůze	18
1.3 MOZKOVÁ PŘÍHODA	20
1.3.1 Kognitivní deficit u pacientů po CMP	21
1.3.2 Progrese stavu a zařazení do běžného života	22
1.3.3 Možnosti terapie kognice	23
1.3.4 Chůzový projev u pacientů po CMP	23
1.3.5 Možnosti terapie chůze pomocí chodících pásů	26
2 CÍL A HYPOTÉZY	28
3 METODIKA VÝZKUMU	30
3.1 CHARAKTERISTIKA TESTOVANÉHO SOUBORU	30
3.2 POSTUP MĚŘENÍ	31
3.2.1 Montrealský kognitivní dotazník	32
3.2.2 Chodící pás Zebris	33
3.3 STATISTICKÉ ZHODNOCENÍ DAT	34
4 VÝSLEDKY VÝZKUMU	35
4.1.1 Výsledky k hypotéze H ₀₁	35
4.1.2 Výsledky k hypotéze H ₀₂	37
4.1.3 Výsledky k hypotéze H ₀₃	42

4.1.4	Výsledky k hypotéze H ₀₄	44
4.1.5	Výsledky k hypotéze H ₀₅	46
4.1.6	Výsledky k hypotéze H ₀₆	46
5	DISKUZE.....	48
5.1	Diskuze k první hypotéze	48
5.2	Diskuze k druhé hypotéze	51
5.3	Diskuze ke třetí hypotéze	55
5.4	Diskuze ke čtvrté hypotéze.....	57
5.5	Diskuze k páté hypotéze.....	58
5.6	Diskuze k šesté hypotéze.....	59
5.7	LIMITY STUDIE.....	60
5.8	KLINICKÉ POZNATKY.....	62
	ZÁVĚR	64
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	65
	SEZNAM ZKRATEK	80
	SEZNAM TABULEK	81
	SEZNAM GRAFŮ.....	82
	SEZNAM PŘÍLOH	83
	PŘÍLOHY	84

ÚVOD

Smyslem této práce je objasnit kognitivní aspekty chůze u pacientů po cerebrovaskulární atace. Je přežitkem považovat lokomoci za automatismus vylučující kognitivní interakci. Chůze je podmíněna stavem kognice a tudíž komplexnost lokomotorického projevu je zajištěna integritou mezi oběma složkami (Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, s. 330, Liu-Ambrose, Pang a Eng, 2007, s. 8, Cage et al., 2002, s. 385). Samotná kognitivně motorická kontinuita je velmi složitá a závisí na náročnosti požadovaného úkonu (Gage et al., 2002, s. 385).

U pacientů po cerebrovaskulární atace perzistuje motorický deficit stejně jako kognitivní. Oba deficity mají dopad na nezávislost a kvalitu života pacientů po CMP. Často na ně bývá nahlíženo odděleně. Cílem terapie se stává motorická komponenta a kognice bývá ponechána spontánní úpravě. Pochopení vzájemné kontinuity kognice a motoriky by mělo být esenciální pro vhodně cílenou rehabilitaci.

Koncepce experimentální části spočívá v hledání vzájemné korelace změnou kognitivní a motorické komponenty v návaznosti na rehabilitační léčbu. Za tímto účelem probíhalo měření kognitivních funkcí pacienta pomocí MoCA testu s následnou kvantifikací chůzových charakteristik na chodícím páse Zebris. Měření bylo uskutečněno vždy dvakrát, a sice při hospitalizaci pacientů na lůžkové rehabilitaci a posléze při jejich propuštění (časový horizont dvou až tří týdnů).

Uchopení tématu mělo širší perspektivu. Zprvu byl zkoumán vliv rehabilitační intervence na změnu kognitivních a motorických funkcí pacientů a následně byla hledána společná korelace mezi touto změnou. Dále byl posouzen vztah mezi kognicí, věkem a vzděláním pacientů. Taktéž byl zkoumán věk v souvislosti s motorickým projevem pacientů.

V práci bylo použito 123 zdrojů, které pomohly formovat teoretická východiska. Tyto zdroje se staly stavebními kameny pro argumentaci v diskuzi výsledků experimentální části. Zdroje tvořily především EBM studie, pro jejichž vyhledání byly využity databáze ProQuest, PubMed, ResearchGate, MEDLINE, EBSCO a ScienceDirect. Přístup k databázím byl zprostředkován pomocí elektronických informačních zdrojů Univerzity Palackého v Olomouci. Klíčová slova pro vyhledávání zněla: *stroke, cognition, executive function, locomotion, gait, treadmill, motor control, MoCA*.

Celá realizace experimentu se uskutečnilo v období od ledna 2017 do května 2018, přičemž praktické měření probíhalo od října 2017 do ledna 2018.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH VÝCHODISEK

1.1 KOGNICE

1.1.1 Mysl na pomezí filozofie a medicíny

Mozek a jeho funkce je zdaleka nevyčerpaným tématem i v dnešní době a zabývá se jím mnoho vědních disciplín. Za účelem zodpovědět filozofické otázky ohledně myšlení, mentálních stavů, osobní identity apod. se v polovině dvacátého století se ustanovil obor filozofie mysli, který zkoumá vztah mezi myslí a tělem (Polák, 2014, s. 9). Neurofyziologické a lékařské otázky se daří lépe zodpovídat v posledních dekádách, což umožnil rozvoj technologií jako je magnetická rezonance nebo pozitronová emisní tomografie. Evoluce lidského mozku a jeho funkce je nicméně stále předmětem vědeckého zkoumání (Preuss, 2012, s. 2).

Mysl a její fungování byly otázkami antických velikánů jako Platon či Aristoteles. Avšak v jejich době nebyl považován mozek za klíčovou strukturu vedoucí k samostatnému myšlení. Dle Aristotela bylo hybatelem života srdce, které zároveň bylo považováno i za zdroj tělesného tepla. Tělesné teplo dával Aristoteles do souvislosti s inteligencí a mozek považoval pouze za chladič systém (Petrů, 2007, ss. 107, 108).

Touha prozkoumat lidské tělo se objevila znovu výrazně v renesanci. Leonardo Da Vinci studoval funkční anatomii svalů. O více než století později Giovanni Borelli propojil fyziologii a fyzikální vědu ve snaze popsat funkci svalů (Latash, 2012, s. 7). Z dalších renesančních velikánů, na které dnešní doba stále odkazuje, je nutné zmínit Reného Descarta. Primárně byl matematik a fyzik, přesto je jeho dílo pro pochopení mysli a vnímání velmi cenné. Descartes ve své práci vycházel z tehdejších fyziologických a anatomických poznatků o mozku. Jako první definoval reflexní oblouk. Racionální duše je dle Descarta věčná a definuje ji slavný výrok – *cogito, ergo sum*. Myslím, tedy jsem. Možná až překvapivě částečně zůstává u Aristotelovy koncepce kardiocentrismu, ale výrazně se zamýšlí nad pojetím těla. Definuje jej jako biologický stroj, kterému není třeba žádné duše pro jeho fungování. Činěné pohyby považuje za automatické bez nutnosti zapojit vůli. Avšak je si vědom nehmotné substance, tedy duše, jež sídlí v mozku a právě té přisuzuje vědomí (Petrů, 2007, ss. 107, 108, 111-114, 125, Polák, 2014, s. 15, Orel a Facová, 2009, ss. 12, 13).

1.1.2 Vymezení pojmu kognice

Kognice pochází z latinského slova *cognitio*, tedy poznání, poznatek, seznámení se (Švancara, 1994, s. 14). Jde o vícerozměrný proces poznávání, jež zahrnuje rozličnou škálu korových funkcí jako paměť, zpracování informací, pochopení souvislostí, abstraktní a logické myšlení, řešení problémů, rozhodování se, plánování a organizaci činností, motivaci, poznání a proces učení (Ambler, 2011, s. 69, Liu-Ambrose, Pang a Eng, 2007, ss. 3, 4, Konrád, 2005, s. 229).

Proces poznávání zachycuje, registruje, zpracovává a vyhodnocuje informace o světě kolem nás a o nás samotných. Poznávání probíhá v rovině přímé a rovině zprostředkované. Rovina přímá je názorná, rovina zprostředkovaná umožňuje něco zobecnit nebo odvodit (Kozáková, 2014, s. 20).

Kognice umožňuje celistvost procesu vnímání, tedy komplexní utřídění a zpracování získaných informací vedoucí k pochopení významu (Kozáková, 2014, s. 20). Kognitivní procesy jsou předpokladem správného provedení činnosti (Linhart, 1987, s. 14).

1.1.3 Anatomie kognitivních funkcí

Z anatomických struktur je s kognitivními funkcemi výrazně spojen frontální lalok, podkorové arey, parietální lalok a limbický systém (Yogev-Seligmann et al., 2008, s. 3).

Právě frontální lalok je velkou částí mozku, která zaujímá zhruba kolem 30 % kůry a obsahuje zhruba 15 Brodmannových areí (Stuss, 2010, s. 759.) Frontální lalok je zásadní oblastí v celkové integritě osobnosti. Neuronální spojení čelního laloku jsou nezbytné při sebeřízení či sebeuvědomování a podílí se na časoprostorové orientaci. Napomáhají při tvorbě osobnosti jedince po stránce empatie, chování a učení se. Frontální lalok je centrem exekutivní kontroly – nachází se zde abstraktní myšlení, plánování, řízení činností, multitasking apod. (Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, s. 3, Orel a Facová, 2009, ss. 66, 67).

Prefrontální kůra čelního laloku je propojena se všemi oblastmi mozku. Integruje informace z vnitřního a vnějšího prostředí, má na starost celkovou koordinaci mozkové činnosti. Významně ovlivňuje citění, myšlení a činění. Svou propojeností výrazně souvisí s krátkodobou pamětí (Orel a Facová, 2009, ss. 66, 67).

Frontální oblast sama o sobě je náchylná na přirozené změny spojené se stárnutím a postupem času dochází k její atrofii (Parkin a Waler, 1991, s. 175).

1.1.4 Exekutivní funkce

Podjednotkou kognitivních funkcí jsou funkce exekutivní neboli výkonné. Exekutivní funkce napomáhají vyšším kognitivním procesům zpracovávat a modifikovat informace ze senzoričtějšího systému a následně modulují a vytvářejí účelové chování. Jedná se o integrační funkce, které mají kognitivní a behaviorální komponenty. Tyto komponenty jsou nezbytné pro přesnost a zacílení, efektivitu a kontrolu kognitivních zdrojů souvisejících s lidskou pozorností (Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, s. 2). Do exekutivních funkcí konkrétně spadá pracovní paměť, pozornost, kognitivní flexibilita a kontrola impulzů. Exekutivní kontrola zahrnuje řízení, integraci, organizaci a udržení kognitivních procesů (Logue a Gould, ss. 1, 2, 2014, Liu-Ambrose, Pang a Eng, 2007, ss. 3, 4). Je bezpodmínečně esenciální pro vyšší mentální úkony (Logue a Gould, s. 1, 2, Stuss, 2010, s. 759). Lezak doslova definuje výkonné funkce jako schopnosti, které jedinci umožní se úspěšně zapojit do nezávislého a cílevědomého chování (Lezak, 1995 in Stuss, 2010, s. 759).

Exekutivní funkce vyhodnocují a zpracovávají informace sdružené s cílovým chováním a kontrolu celistvosti kognice, zvláště v situacích, jež nejsou pro jedince běžné. V nových situacích monitorují a regulují výkon, plánují akci, udržují zaměření na zvolený cíl a inhibují nevhodné odpovědi organismu, které jsou běžné při situacích, jež jsou prováděny automaticky (McCabe et al., 2010, s. 223, Raskin, 2011, s. 233, Diamond, 2013, s. 2).

Lezak rozděluje exekutivní funkce do čtyř hlavních komponent: vůle, plánování, efektivní výkon a účelová akce. Uvádí, že všechny jsou nepostradatelné pro přesné, efektivní a sociálně adekvátní chování. Zhoršení či poškození jedné nebo více komponent může mít dopad na schopnosti vykonat naplánovaný úkon bezpečně a efektivně (Lezak et al., 2012, s. 611).

K modulování chování dochází pomocí prefrontálních kortikálních oblastí, a sice cestou dopaminergních, noradrenergických, serotoninergních a cholinergních mediátorů. Jakékoliv mentální onemocnění mohou mít dopad na změnu mediátorů ve vztahu k regulaci exekutivních funkcí (Logue a Gould, 2014, ss. 1, 2, 38).

Pozornost

Pozornost je potřebná k uskutečnění všech intelektuálních a behaviorálních výkonů, se kterými se jedinec setkává během každodenních činností a aktivit. Tím se pozornost stává nepostradatelnou složkou procesu rozhodování se. Vzhledem k tomu, že naše kognitivní funkce mají omezenou kapacitu, není možné reagovat na všechny podněty a zpracovávat je. Z toho

důvodu existuje selektivní pozornost, která má specificky vyhodnotit, na který podnět by bylo dobré reagovat a zároveň aktivuje inhibici ostatních, tzv. rušivých podnětů. Vybraná informace se potom zpracovává dostatečně dlouhou dobu tak, aby odpověď organismu byla co nejpřesnější a nejjasnější. Z toho se dá vyčíst, že správné vyhodnocení je propojené s pracovní pamětí (Boler a Alescio-Lautier, 2013, s. 99).

Nicméně je nutné zohlednit další dva faktory ve vztahu k pozornosti, a sice faktor rozptýlení a kognitivní flexibilitu. Flexibilita je nezbytnou kognitivní funkcí sloužící k reagování na podnět různými způsoby dle dané situace. Úbytek selektivní pozornosti a nedostatek inhibice rušivých prvků jsou do jisté míry i přirozeně spojené s procesem stárnutí (Boler a Alescio-Lautier, 2013, s. 99)

Téměř všechny činnosti, které člověk dělá, vyžadují jistou míru pozornosti. Koncentrace je možná externě nebo interně. Bude-li pozornost zaměřena interně, soustředěnost je na pohyb jednotlivých částí vlastního těla. Zaměří-li se pozornost externě, pak je uvažován daný cíl v kontextu okolí. Instrukce a feedback od terapeuta a jejich charakter proto hrají zásadní roli v koncentrování jedinci pozornosti při terapii (Johnson, Burrridge a Demain, 2013, s. 958).

Pozornost je kognitivní funkce linoucí se anatomicky několika oblastmi mozku, a sice frontálním lalokem, thalamem, zadním parietálním kortexem a retikulačním aktivačním systémem (Chayer a Freedman, 2001, s. 547).

Paměť

Paměť není pouze o zaznamenávání, naučení se a uchování informace, ale i o jejím vybavení. Tím je determinována možnost přežití v okolním světě. Krátkodobá paměť pomáhá při každodenních situacích, kdy je nutné o něčem rozhodnout. U prvotních stadií demencí, kdy se začíná projevovat deficit této části paměti, má jedinec například potíže vyřešit zdánlivě banální situace - když si má obléct čepici, začne ji hledat v lednici apod. (Orel a Facová, 2009, s. 68).

Deficit exekutivních funkcí

Zhoršení exekutivních funkcí zahrnuje sníženou pozornost, zhoršené centrální zpracování a integrity jednotlivých podnětů. Stěžejní se zdá být i narušení možnosti inhibice a selekce impulzů při odpovědi organismu na podnět. Prakticky to znamená, že poškozená exekutiva ve vztahu k pohybu se prokazuje jednoznačným zhoršením kvality pohybu, narušenou rovnováhou a zhoršenou posturální kontrolou (Liu-Ambrose, Pang a Eng, 2007, ss. 5, 8).

Poškození exekutivních funkcí souvisí s lézemi ve frontálním a prefrontálním laloku (Stuss, 2010, s. 759). Prefrontální kůra jako první reaguje na negativní stres, osamělost, nedostatečnou fyzickou kondici a nedostatek spánku. To se projeví na přechodném zhoršení exekutivní kontroly, kdy uvažování se stává chudším, jedinec může zapomínat, vykazovat známky nesoustředěnosti a trpět zhoršenou sebekontrolou (Diamond, 2014, s. 19, Koukolík, 2012, s. 90).

Pacienti s lézí v oblasti frontálního laloku vykazují deficity právě v rozhodování a plánování. Jsou velmi citliví na interference více kognitivních úkonů a jakýkoliv rušivý podnět může mít vliv na jejich výkonnost při paměťových úkonech (Chayer a Freedman, 2001, s. 548).

1.1.5 Souvislost kognitivní komponenty a motorické aktivity

Mnoho výzkumů upozorňuje na význam pohybové aktivity a úroveň kognitivních funkcí. Již od raného dětství lze pozorovat závislost rozvoje kognice na potřebě velkého množství kvalitních podnětů z okolí. Případné sociální či sensorické deprivování může směřovat k funkčnímu či strukturálnímu poškození mozku (Daďová a Vařeková, 2014, s. 210).

Terapeutická intervence zatím často tradičně cílí pouze na obnovu motoriky s odkazem na spontánní úpravu kognice během rekonvalescence. Přestože se kognice opravdu upravuje a rozvíjí mimo jiné i zvýšenou fyzickou aktivitou a neustálými podněty s nutností kognitivního zpracování, je vhodné zařadit i cílený kognitivní trénink, případně farmakoterapii (Martin et al., 2013, s. 730, McDowd et al., 2003, s. 45).

Pohybová aktivita příznivě ovlivňuje nervový systém. Fyzickou aktivitou se zvyšuje prokrvení mozku a to sekundárně podporuje syntézu potřebných neurotransmiterů. Dále cvičení stimuluje tvorbu neurotrofinů, které napomáhají proliferaci a diferenciaci neuronů a redukují stresovou odpověď organismu. Synaptogeneze a neurogeneze zvyšuje mozkovou plasticitu (Ploughman, 2008 in Daďová a Vařeková, 2014, s. 212, Coco, Lopez a Carrao, 2016, s. 111). Existuje tedy pozitivní vztah mezi fyzickou aktivitou a kognicí. Aerobní aktivita jako například chůze, jogging apod. vedou ke zpomalení úbytku kognitivních funkcí (Ji et al., 2017, s. 2). Aktivity jako tanec, které vyžadují soustředění a zároveň jsou náročné na koordinaci a rovnováhu, mají také pozitivní vliv pro zachování a rehabilitaci kognitivních funkcí (Matthews et al., 2016, s. 71).

Tradiční rehabilitační přístupy jsou označovány jako *bottom-up approaches*, tedy jako metody vycházející z předpokladu, že pohybová aktivita (tzv. distální úroveň) ovlivňuje nervový systém v důsledku fenoménu nervové plasticity (Belda-Lois et al., 2011, ss. 2, 3).

1.1.6 Kognice ve vztahu k rehabilitaci

Základním stavebním kamenem úspěšné rehabilitační léčby jsou zachovalé kognitivní funkce, motivace pacienta a ideálně i jeho rodiny. Tyto atributy společně mohou přednastavit úspěšnou rehabilitační léčbu (McDowd et al., 2003, s. 45, Belda-Lois et al., 2011, s. 4). V praxi z hlediska rehabilitace díky kognitivním funkcím pacient porozumí smyslu pohybové terapie, jednotlivým pohybovým úkonům a dokáže si potažmo zapamatovat jejich provedení. Pozornost a soustředěnost na prováděnou pohybovou aktivitu determinuje dobu trvání a možnou obnovu motorických funkcí (Bastlová et al., 2015, s. 28).

Vzhledem k dříve zmíněnému významu kognitivních funkcí je zcela zřejmé, že jejich poškození snižuje rychlost zotavení, celkový výsledek pohybové terapie a kvalitu života (Ursin et al., 2015, s. 204, Larasati, Defi a Sadeli, 2017, s. 23).

1.1.7 Kognitivní deficit

Zachovalé kognitivní funkce a samostatný pohybový projev determinují v pozdějším životě člověka jeho nezávislost a autonomii a reflektují tak jeho kvalitu života (Coppin et al., 2006, s. 2, Daďová a Vařeková, 2014, s. 210).

Nízký výkon v kognitivních testech je obecně spjat s výrazným poklesem fyzické výkonnosti - respondenti vykazovali větší závislost při každodenních aktivitách. Sníženou kognicí rozumíme narušenou schopnost jedince vnímat a hlásit jeho funkční stav a zhoršení exekutivních schopností, které jsou neodmyslitelné pro komplexní aktivity orientovanými na dosažení určitého cíle (Coppin et al., 2006, s. 2).

Mezi mechanismy, které mohou mít vliv na úbytek kognitivních funkcí, se řadí vaskulární onemocnění, degenerativní změny a smíšené patologie. S úbytkem kognitivních funkcí souvisí i doprovodná onemocnění, kterým pacient trpí (např. obezita, diabetes mellitus, dyslipidemie, zvýšený krevní tlak a dále negativní návyky jako kouření nebo alkoholismus) (Ursin et al., 2015, s. 204).

Je vyzpozorováno, že hypertenze zvyšuje následné riziko poškození kognitivních funkcí po cerebrovaskulární atace. Zdraví kardiovaskulárního systému u dospělých středního věku ovlivňuje stav jejich kognitivních funkcí během stáří (Coco, Lopez a Carrao, 2016, s. 110).

Mírná kognitivní porucha je novější klinickou jednotkou. Na rozdíl od demence nedosahuje její hloubky či intenzity a ani nedosahuje globálního rozšíření na většinu korových funkcí. Často bývá porušena například pouze paměť (Ambler, 2011, s. 70).

1.1.8 Neuroplastický potenciál mozku

Plasticita mozku se dá definovat několika způsoby. Je to termín, který má referovat kapacitu nervové tkáně k adaptaci na funkční požadavky. Dá se diskutovat o jakémsi potenciálu mozku k reorganizaci. Víme, že nervová soustava u lidí a u zvířat je schopná remodelace založené na zkušenosti a prožitku. Z toho plyne, že nervová plasticita je založená na procesu učení (Carr a Shepard, 2011, s. 4). Repetitivní kognitivní nárok při tréninku vede k upevnění podřízených nervových spojů, a tudíž vede ke zvýšení kognitivní kapacity (Raskin, 2011, s. 1). Z neurofyziologického hlediska je plasticita jakousi kapacitou mozku pro neurochemické, neuroreceptorové a strukturální změny (Carr, Shepard, 2011, s. 4). Například po mozkové příhodě dochází k aktivování morfologicky existujících, nicméně nefunkčních neurálních spojení. Mozek má rezervní, paralelní spojení, která se při absenci inhibičních synapsí dokáží aktivovat (Votava, 2001, s. 184).

Termín mozková plasticita je v současné době velmi populární, přestože není snadné jej definovat. Jedná se o změny vedoucí napříč úrovněmi nervové soustavy, od molekulární podstaty k důsledkům ve změně chování. Změně v chování organismu musí předcházet nějaká přeměna v mozkové tkáni (Raskin, 2011, ss. 13, 14). Nervová plasticita je nejvyšší v dětském věku a její potenciál se úměrně stárnutí snižuje. Vařeka zároveň podotýká, že neurofyziologickým mechanismům plasticity není možné se naučit, neboť je to spontánní vrozený děj. V rehabilitaci se s tímto potenciálem pracuje a pomocí vhodného vstupu může ovlivnit schopnost motorického učení (Vařeka, 2016, s. 169).

1.2 LOKOMOCE

1.2.1 Definování pohybu, potažmo lokomoce

Véle ve své kineziologii uvádí větu: „pohyb definuje živou bytost“ (Véle, 1997, s. 11). Pohyb neboli lokomoci můžeme popsat jako motorickou aktivitu vedoucí ke změně polohy těla ve vnějším prostředí. Existuje nespočet forem lokomoce, od plavání, létání až po evolučně nejnávýspěšnější bipedální lokomoci typickou pro lidský druh (Latash, 2012, ss. 227-230). Takakusaki (2013, s. 1483) definuje lokomoci jako účelný pohyb zaměřený na cíl, který je

u lidského druhu podmíněný signály z mozkové kůry (volní motorika) nebo limbického systému (emocionálně podbarvená motorika).

Lidské tělo samo o sobě je komplexní dynamický systém (Latash, 2012, s. 233). Centrální nervový systém řídí pohyb, tudíž pohybová aktivita musí korelovat s činností centrálního nervového systému, tím pádem i se složkou intelektuální a psychickou. Z toho se dá vyvodit následující korelace: je-li pohyb ovlivňován psychikou, potom i psychika musí být ovlivňována pohybem (Véle, 1997, ss. 12-13).

Véle do své polemiky o lokomoci zařazuje i teologický rozměr výkladu, kdy říká, že člověk pomocí řízeného pohybu mění externí prostředí, ve kterém žije. Dle tohoto výkladu se člověk cítí být ve středu dění (Véle, 1997, s. 11).

1.2.2 Vymezení bipedální lokomoce

Bipedální lokomoce neboli chůze je jedním z nejvíce se opakujícím a pevně zažitým lidským pohybovým stereotypem (Montero-Odasso et al., 2012, s. 4). Skládá se z pohybu dolních končetin, které jsou v kontaktu se zemí a z pohybu horních končetin, jež mají minimalizovat rotace trupu (Latash, 2012, ss. 227-230). Samotný úkon chůze reflektuje naši schopnost přizpůsobit se náročným úkolům a podmínkám prostředí (Coppin et al., 2006, s. 3).

Dlouho platný názor, že se jedná primárně o automatický motorický úkol, lze považovat za velmi zjednodušený (Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, s. 1, Montero-Odasso et al., 2012, s. 3). V reálném světě chůze vyžaduje neustálý dostatek pozornosti. Jsme nuceni se neustále přizpůsobovat enviromentálním variacím prostředí kolem nás a tím korigovat jednotlivé posturální výchyly, jež na nás neustále působí (Montero-Odasso et al., 2012, s. 3, Coppin et al., 2006, s. 6).

Chůze je neustále pod atakou neuropsychologických vlivů a následných interakcí mezi kontrolou motoriky a sdruženým chováním. Kognice určuje povědomí o cíli či úmyslu, umožňuje schopnost řídit pohyby končetin vytvářejících chůzový stereotyp nebo schopnost vlastní navigace těla ve spleťtém prostředí s cílem dosáhnout požadované lokality (Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, ss. 1, 2).

1.2.3 Neurofyzilogický podklad lokomoce

Lokomoce je výsledkem složitých dynamických interakcí mezi centrálním programem a zpětnovazebnými mechanismy. Zpětná vazba pochází ze svalů, z kůže a ze smyslových čidel (zrak, sluch a vestibulární ústrojí), které dynamicky přizpůsobují pohybové vzorce k danému

prostředí. Centrální program stojí na geneticky determinovaném spinálním okruhu, který generuje základní lokomoční vzorce. Kontrola pohybových vzorců ale zahrnuje souhrn mnoha mozkových oblastí – cortexu, mozečku, kmene aj. (Belda-Lois et al., 2011, s. 2). Zobrazovací techniky umožnily názorně demonstrovat zapojení frontální a parietální oblasti mozku během lokomoce (Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, ss. 1, 2). Lokomoci tedy provází automaticky řízené pohybové procesy, které zodpovídají za mimovolní řízení tonu a rytmické pohyby končetin (Takakusaki, 2013, s. 1483).

Základní rámec řízení pohybu centrální nervovou soustavou

Chůze je výsledkem společné aktivity kortikálních a subkortikálních oblastí a spinálního regionu. Tyto struktury inervují motorické neurony a ty přenáší aktivitu na svaly (Ali et al., 2013, s. 37). Je-li naše chování cílené, vyžaduje volní automatické pohyby, které jsou ale odvozené od záměrných, motoricky cílených požadavků z motorické kůry. Celý proces vyžaduje aktivaci různých korových polí a je realizován pomocí spojení kůry a mozkového kmene a dále pomocí neuronových spojů s míchou. Emocionální složka pohybu je vyvolána projekcí limbického systému do thalamu. Řízení pohybu na úrovni mozkového kmene a míšních neuronů je nevědomé. Role mozečku spočívá v regulování volních a automatických pohybů pomocí jeho spojů s mozkovou kůrou a mozkovým kmenem. Mozeček dostává feedback ze somatosenzorického systému pomocí spinocereberální dráhy a zároveň dostává kopii požadovaného motorického plánu z mozkové kůry. Bazální ganglia přijímají informace z mozkové kůry, vysílají spoje do limbického systému, mozkového kmene a zpět do kůry přes thalamus (Takakusaki, 2013, s. 1484).

Samotný pohyb je generován pomocí primární motorické a suplementární premotorické korové oblasti v reakci na výše zmíněné atributy. Neuronové smyčky vedoucí z motorických korových center k bazálním gangliím a k mozečku. Obě struktury přispívají na přesnosti, koordinaci a jemné adjustaci pohybového vzoru. Avšak je třeba dodat, že komplexní řízení adekvátního, optimálního pohybu podléhá právě kognitivním funkcím (Takakusaki, 2013, ss. 1488-1489). Mícha je totiž schopna aktivovat lokomoční automatické synergie bez jakéhokoliv vstupu ze supraspinálních nervových center. Rytmičká svalová aktivace, která je součástí koordinovaného kroku, je produkována z několika izolovaných míšních segmentů. Tento pohybový automatismus je ovšem stereotypní a vylučuje jakékoliv environmentální překážky nebo dokonce potřeby či plány jedince. Supraspinální oblasti právě chůzi přizpůsobují momentálnímu terénu, cílům a individuálním potřebám jedince (Ali et al., 2013, s. 37).

Centrální generátory lokomoce

Každý rodič ví, že novorozenci při kontaktu dolních končetin s podložkou jsou schopni chůzového automatismu (Kirtley, 2006, ss. 18-19). Jednou z teorií, kterou lze nahlížet na lokomoci, jsou tzv. centrální generátory lokomoce (z ang. *central pattern generator*, CPG).

Jsou to hypotetické neuronové shluky nacházející se v míše. Zmíněné shluky generují rytmickou neurální aktivitu, jež je transformována v rytmickou aktivitu svalového systému (Latash, 2008, ss. 222-229).

CPG přijímají vstupy z periferních senzorů a zároveň podléhají kontrole z vyšších exekutivních center, která rozhodují o charakteru lokomočního projevu. Výstupy CPG potom míří k efektorům přes alfa-motoneurony (Latash, 2008, ss. 222-229).

CPG nebyly doposud lokalizovány v míše u lidí, přesto je obecně uznávanou hypotézou, že chůzový mechanismus funguje podobně jako u spinálních zvířat. Na spinálních zvířatech byly prokázány chůzové mechanismy na chodících pásech, pokud měla zvířata externí oporu. U lidského druhu by také mohly být v míše neuronové sítě, které spadají pod kontrolu z vyšších center. CPG mají pravděpodobně vládu nad základním krokovým rytmem, však rytmus může být modifikován právě pomocí feedbacku na podkladě biomechanického kontextu (Kirtley, 2006, s. 32).

Je možné, že repetitivní trénink chůze na chodících pásech skutečně oslovuje hypotetické CPG v míše a napomáhá celkové obnově chůzového mechanismu u pacientů (Carr a Shepard, 2011, s. 107).

1.2.4 Kognitivní aspekty chůze

Před řadou let byla chůze považována za automatický úkon nevyžadující vysoké aktivity kognitivních funkcí. Nyní je prokázáno, že exekutivní funkce a pozornost jsou s chůzí a její kvalitou úzce provázány. Vykonání náročného komplexního lokomotorického úkolu vyžaduje integritu a funkčnost jednotlivých nervových struktur, které podléhají exekutivně kontrolním procesům (Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, s. 330, Liu-Ambrose, Pang a Eng, 2007, s. 8, Cage et al., 2002, s. 385). Běžná chůze je výsledkem společné aktivity kortikálních a subkortikálních oblastí a spinálního regionu. Tyto struktury inervují motorické neurony a ty přenáší aktivitu na svaly (Ali et al., 2013, s. 37). Vědomé rozhodování, plánování, účelová činnost a monitorování pohybu souvisí s výslednou kvalitou chůze (Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, s. 330). Naplánování pohybového programu jakým je např. chůze,

jeho zahájení a udržování efektivního provedení vyžaduje paměťové stopy, zrakové informace a určitou rychlost v kognitivním zpracování (Atkinson, 2007, s. 848).

Motorický projev kognitivního deficitu

Při kognitivním deficitu se může objevit neefektivní provedení pohybu doprovázené nadbytečným úsilím. Pacientovi rovněž může chybět dostatečná motivace, nemusí být schopen se koncentrovat, adekvátně reagovat a přizpůsobit se podnětům z okolí (Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, s. 330). Deficit v kognitivních složkách, především zhoršená pozornost, ale i zpracování ‚viděného‘ a adekvátní naplánování vhodného pohybového programu, může předznamenávat posturální nestabilitu a zvýšené riziko pádů (Montero-Odasso et al., 2012, s. 3, Coppin et al., 2006, s. 6, Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, s. 330).

Interakce mezi kognicí a posturou jako celkem je velmi složitá. Míra interakce je závislá na složitosti posturálního úkonu a typu kognitivního úkolu. S věkem se mění míra závislosti kognitivní kontroly nad požadovaným posturálním úkonem (Lajoie et al., 1996 in Gage et al., 2002, s. 385). Snížená rychlost chůze u starších lidí může vést k nižším nárokům na pozornost (Li et al., 2001 in Gage et al., 2002, s. 386). Starší jedinci snižují riziko pádu a nároky na stabilitu pomocí zvýšení doby strávené v tzv. fázi dvojí opory při chůzi. Jejich kroky jsou cíleně kratší a celková rychlost chůze se snižuje. Dalším možným vysvětlením rozdílu při chůzi je neustálý pocit ze strachu, který může starší jedince provázet (Lajoie et al., 1996 in Gage et al., 2002, s. 385).

Coppin a kolektiv (2006, s. 6) ve své studii jasně prokazují vztah mezi rychlostí chůze a stupněm zachování exekutivních funkcí. Pacienti se zhoršenou kognicí dosahovali výrazně nižší rychlosti chůze. Prokazatelně nižší kognitivní skóre při testování determinovalo další výrazné snížení rychlosti za účelem překonávání jakýchkoliv překážek. Zde je nutné uvést fakt, že zpomalování při zdolávání složitější překážky je ovšem do určité míry fyziologické a běžné pro každého. Jedinec, který před sebou vidí ledovou plochu, se na ní nevydá stejně rychlým tempem, protože očekává posturálně náročnější situaci. Stejně tak se nebude pohybovat v tmavé neosvětlené místnosti stejnou rychlostí jako v místnosti osvětlené. V těchto případech by naopak nezpomalení a nepřizpůsobení se očekávanému terénu mohlo poukazovat na snížení kognitivních funkcí při detekci prostředí. Skupina s nižším kognitivním skóre při složitějším úkolu dále vykazovala sníženou schopnost vlastní monitorace těla, odhadu vzdálenosti či vnímání rizika, což jsou všechno oblasti spojované s kontrolou exekutivních funkcí (Coppin et al., 2006, ss. 6, 7).

Resumé zní, že je zásadní posoudit individuálně danou situaci vedoucí ke snížení rychlosti a mít na paměti, že se nemusí jednat vždy o zhoršenou lokomotorickou adaptaci. Ba naopak, zpomalení může poukazovat na zachovanou adekvátní exekutivní kontrolu pohybu (především v situacích posturálně náročnějších). Avšak v běžném rovném terénu bez rušivých vlivů je možno tvrdit, že snížené skóre při měření exekutivních funkcí a zhoršené paměťové dovednosti vedly k snížené rychlosti chůze (Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, s. 5, Coppin et al., 2006, s. 6, Martin et al., 2013, s. 728).

Role krátkodobé paměti při bipedální lokomoci

Při chůzi v neznámém, případně nerovném terénu nebo při střetu pohybujícího se jedince s překážkou je zapotřebí přesného umístění každého chodidla. To vyžaduje přesnou vizuomotorickou koordinaci, díky které je jedinec schopen modifikovat trajektorii pohybu jednotlivých končetin během krokového cyklu. Vizuomotorická koordinace je spjata s pracovní pamětí. Vizualní informace jsou totiž zpracovávány parietálním lalokem a přímými spoji vedou do frontálního laloku, kde jsou uloženy právě v pracovní paměti. Krátkodobá paměť následně slouží jako jakýsi průvodce, který napomáhá správnému vytvoření a provedení pohybového programu (Takakusaki, 2013, s. 1489). Frontoparietální okruh jako celek je zodpovědný za výběr, přípravu a provedení pohybů na základě vizuální a proprioceptivní informace a pozornosti (Inman et al., 2012, s. 235).

Krátkodobá paměť se dává do souvislosti s pojmem *body schema*, tedy jakýmsi vnitřním posturálním modelem určujícím vnímání těla a jeho pohybů. Kritická pro optimální pohyb je integrace vizuomotorického zpracování a bezprostředních aktualizací body schématu podle informací z vestibulárního systému a proprioceptorů (Takakusaki, 2013, s. 1489).

1.3 MOZKOVÁ PŘÍHODA

Mozková příhoda je jedno z nejčastějších postižení u starší populace s incidencí převážně u lidí nad 55 let. Mnoho postižených se i po návratu do běžného života potýká s fyzickým postižením, které může vést k sedavému životnímu stylu a sekundárně podněcuje další zdravotní komplikace. Navíc narušená rovnováha a pohyblivost vedou k vysokému výskytu pádů u pacientů po atace (Liu-Ambrose, Pang a Eng, 2007, s. 4, Patterson et al., 2008, s. 221). Zkoumání pádovosti u pacientů není cílem této diplomové práce. Jde pouze o demonstraci zhoršené mobility po atace v mnoha aspektech.

Zhruba u 30 % pacientů se objevuje demence jako důsledek příhody a celkové riziko rozvoje demence je v prvním roce od ataky zhruba devítinásobně vyšší (Liu-Ambrose, Pang a Eng, 2007, s. 4)

Mozková příhoda ovlivňuje jak anatomii, tak fyziologii nervového systému. Dochází k poškození nebo zániku jednotlivých částí nervových buněk (těla, axonu či dendritů) a tím nepřímo k ovlivnění celé nervové sítě v mozku. Vzhledem k celistvosti a komplexnosti neuromuskulárního systému, dojde-li ke změnám v mozku, musí na změny reagovat i tkáň svalová, a sice reorganizací a readaptací (Carr a Shepard, 2011, s. 3).

V současné době obecným rehabilitačním trendem po cerebrovaskulární atace je funkční nácvik orientovaný na konkrétní cíl, včasná mobilizace, terapie chůze na chůzových pásech, trénink fyzické zdatnosti a trénink zaměřený na afázie a dysartrie. Toto komplexní pojetí se setkává s všeobecným kladným ohlasem a propagací (Langhorne, Bernhardt a Kwakkel, 2011, s. 1700).

Zásadní výzvou pro všechny pracovníky podílející se na rehabilitaci pacientů po CMP je najít ideální podněty, jež by vedly k maximalizaci reorganizace centrálního mozkového systému, a tím i k podpoře a zlepšení funkčního výkonu pacientů (Gama et al., 2015, s. 719).

1.3.1 Kognitivní deficit u pacientů po CMP

Chiti a Pantoni (2017, s. 3135) uvádí prevalenci kognitivního postižení u více než 40 % pacientů po mozkové atace a z toho zhruba u dvou třetin pacientů se jedná o mírný kognitivní deficit.

V akutní fázi může být těžké objektivizovat kognitivní poškození vzhledem ke kolísání celkového stavu pacienta (Danovska et al., 2012, s. 291).

Klinický výzkum ukazuje, že po poškození mozku mozkovou mrtvicí je snižena celková kapacita kognice. Při dual-task úkolu pacient může mít problém izolovaně s kognitivní nebo motorickou částí, případně s oběma částmi najednou. Tato porucha je dána zejména sníženou možností rychlého zpracování velkého množství informací najednou. Dalším důvodem se stává porucha automatického řízení motorických úkonů, ke které může po poškození mozku docházet. I sebeautomatičtější úkoly mohou vyžadovat kognitivní pozornost. Předem vybudovaný motorický automatismus se tak po poškození daných struktur v mozku stává nepoužitelným a pacient si musí vybudovat nový stereotyp na podkladě motorického učení. Motorické učení ale vyžaduje velké nároky na všechny dostupné kognitivní zdroje (Haggard et al., 2000, s. 479).

Při měření pozornosti u starších jedinců po mozkové mrtvici a jejich věkových vrstevníků, kteří neměli neurologický problém, byl prokázán signifikantní rozdíl mezi oběma skupinami. Skupina, která proděla ataku vykazovala zhoršenou pozornost. Zároveň se zde vyskytoval fenomén snížené schopnosti sociální integrace. Deficit pozornosti po atace vedl k negativnímu dopadu na každodenní fungování jedince (McDowd et al., 2003, s. 48).

Protože pacient s mozkovou mrtvicí často trpí jinými onemocněními, manifestace poruch kognice je různá. Navíc roli hrají i demografické faktory a zdravotní péče. Obecně ale platí, že vyšší věk má větší prognózu, že se dostaví po mozkové mrtvici kognitivní poškození (Gottesman a Hillis, 2013, s. 4, Danovska et al., 2012, s. 291).

Prevalence kognitivního poškození po cerebrovaskulární atace je vysoká a různorodá. Demografické faktory jako věk, vzdělání a zaměstnání, stejně jako faktory interní (např. vaskularizace) vedou k různorodému kognitivnímu poškození (Sun, Tan a Yu, 2014, s. 1).

Kognitivní poškození plynou ze snížené perfuze určitých oblastí. Nedostatečné prokrvení daných míst mozkové tkáně vede dle jejich lokality k problémům s pamětí, pozorností, učením, percerpcí, počítáním a exekutivními funkcemi (např. rozhodování, řešení problému, schopnost organizování) a celkovou rychlostí zpracování informací. Může se dostavit ideomotorická apraxie, kdy pacient není schopen pohyb naplánovat. Při lézích nedominantní hemisféry se objevuje afázie, případně neglect syndrom (Gottesman a Hillis, 2013, s. 1, Cumming, Marshall a Lazar, 2013, ss. 38-39, Čengić et al., 2011, s. 463, Zulkifly et al., 2016, s. 2, Al-Qazzaz et al., 2014, s. 5, Langhorne, Bernhardt a Kwakkel, 2011, s. 1699).

Přestože u některých pacientů dochází ke kompletnímu zotavení senzorického a motorického deficitu, perzistentním poškozením zůstává deficit exekutivní. Pacienti mají stále problémy s koncentrací a mají poškozené vnímání a monitorování svého chování, což ve výsledku představuje velkou bariéru v každodenním nezávislém životě a potažmo v návratu do zaměstnání (Raskin, 2011, s. 240).

1.3.2 Progrese stavu a zařazení do běžného života

K velkému progresu celkového stavu dochází především během prvních 3 měsíců po iktu. K zlepšení samozřejmě může docházet i během dalších let. Avšak dle hypotetického vzoru rekonvalescence v čase u pacientů po CMP dochází k největší neurologické rekonvalescenci během řádu dní až týdnů (Hofgren et al., 2007, s. 78, Langhorne, Bernhardt a Kwakkel, 2011, ss. 1695- 1697, Vařeka, 2016, s. 169).

Obnova kognice může být mnohem pomalejší než obnova motoriky. Návrat do práce a s tím spojená zátěž v podobě komunikace, požadavků na produktivitu a efektivitu, nutnost rozhodování se a vyhodnocování situací může být velmi pozitivní faktor při restaurování celkových kognitivních dovedností. Studie Hofgrena na kolektivu (2007, ss. 73, 74) demonstrována na švédské populaci považuje za hlavní faktory návratu do pracovního života nižší věk v době vzniku postižení a následné dobré zvládnání aktivit běžného života. Z kognitivních faktorů se kromě řeči jedná především o dostatečnou pozornost, vizuomotorické funkce a řečové funkce. Dobrou prognózu dle autorů mají pacienti s lézí v pravé hemisféře mozkové. Naopak prediktivní faktor, který výrazně zhoršuje možnost návratu do práce, je těžší afázie a neurologický deficit (např. neglect syndrom). Ve Švédsku je schopno se mezi 40 až 70 % v celkovém počtu pacientů vrátit do práce (Hindfelt a Nilsson, 1977, Vestling, 2003 in Hofgren et al., 2007, ss. 73, 74, 78).

1.3.3 Možnosti terapie kognice

Jednou z možných nadějí na cílenou terapii exekutivy jedince je metoda *remediace kognitivních funkcí* (z ang. Cognitive Remedation Training, CRT) vyvinutou pro pacienty po úrazech hlavy. Cílem je porozumění a uvědomění si dysfunkčních kognitivních vzorců a následné zvýšení kognitivní flexibility. Prakticky je metoda založená na restituci funkce na podkladě prožití a přímého cíleného nácviku. Ve své podstatě můžeme neurofyziologický podklad metodiky velmi simplifikovat – pomocí cíleného nácviku upevňujeme neuronové okruhy a tím zvyšujeme kognitivní kapacitu (Raskin, 2011, s. 234). Zatímco v zahraničí je metoda přinejmenším ambiciózní, v České republice je možnost léčby tímto způsobem zatím u svého zárodku. Nicméně pilotní zmínky o jejím použití jsou přinejmenším povzbudivé a dávají naději na integraci i nefarmakologických možností při restitucích exekutivních funkcí (Lužný a Skopalová, 2013, ss. 169, 170).

1.3.4 Chůzový projev u pacientů po CMP

Ataka podněcuje snížení kortikální inhibice pohybu, neboť dochází k redukci GABA interneuronů. GABA interneurony jsou za normální situace hojně zastoupené a jejich funkcí je inhibice neuronů, které nesouvisí se zamýšlenou pohybovou aktivitou. Redukcí odchylek volního pohybu se podílí na tvorbě prostorově časových vzorců svalových synergií. Snížení GABA-ergní inhibice může vést k abnormální svalové aktivaci (Yao et al., 2009, ss. 495, 496). Dále se objevuje snížení svalové síly a neschopnost generovat volní svalovou kontrakci jakožto

komplikace lokomočního projevu. Snížení síly je možno charakterizovat jako pokles schopnosti vytvářet optimální moment síly – konkrétní příčinou je snížená kapacita aktivace motorických jednotek, snížení jejich celkového počtu nebo snížená rychlost jejich náboru. V dalším časovém horizontu od ataky se může naopak objevit spasticita a změny mechanických vlastností svalu (Olney a Richard, 1996, ss. 136, 137).

Jedním z nejběžnějších typů motorického poškození u pacientů po CMP je hemiparéza. Ta přispívá ke zhoršení stereotypu chůze a tím i ke snížení celkového výkonu. Přestože velká část pacientů dosáhne v budoucnu samostatné chůze, u mnohých nebude dosaženo takové úrovně, jež by jim umožnila nezávislost v provádění každodenních aktivit. A právě protože chůze předurčuje samostatnost, automaticky se stává jedním z prvořadých rehabilitačních cílů (Han, 2011, s. 40). Podkladem motorického deficitu se může stát i poškození zpracování senzorické informace (Savin, Morton a Whittal, 2013, s. 7).

Mezi motorické poškození u pacientů po centrální mozkové příhodě řadíme abnormální synergie a ztrátu kontroly nad určitými svalovými skupinami (Savin, Morton a Whittal, 2013, s. 2).

Obecně panuje přesvědčení, že nejlepšího zlepšení motoriky, především motorické kontroly při chůzi, dosáhne pacient v prvních třech měsících od ataky. Woolley (2001, s. 3) přímo specifikuje časové rozmezí největší motorické progresy na časový průběh od prvních šesti týdnů do tří měsíců. Přičemž méně patrné úpravy se dějí zhruba do jednoho roku od ataky (Druzbecki et al., 2016, s. 4860). Do dvou měsíců od ataky se zvýšila rychlost chůze u 90 % pacientů po atace a u 75 % se zvýšila i průměrná délka dvojkroku (Mizrahi et al., 1982 in Woolley, 2001, s. 3).

Hemiparetická chůze je pro pacienta velmi energeticky náročná, oproti normálním požadavkům vyžaduje o 50 až 67 % větší spotřebu metabolismu energie (Woolley, 2001, s. 5).

Časoprostorový charakter hemiparetické chůze

Chůze po atace je směsí odchylek a kompenzačních mechanismů, kterým jsou nadřazené zbylé funkce. Normální chůze má tendenci být symetrická, jak prostorově, tak časově. Hemiparetickou chůzi oproti tomu charakterizuje asymetrie, neadekvátní selektivní motorická kontrola, opožděné nebo snížené rovnovážné reakce, nadměrné svalové synergie a snížené zatížení paretické dolní končetiny (Balaban a Tok, 2014, ss. 1, 2).

Časovou asymetrii u hemiparetické chůze tvoří v prvé řadě snížení rychlosti chůze. Dále je typická prodloužená doba stojné fáze na neparetické dolní končetině ve srovnání s druhou

končetinou (Balaban a Tok, 2014, ss. 1-3, Savin, Morton a Whittal, 2013, s. 2, Druzbecki et al., 2016, s. 4860, Olney a Richard, 1996, s. 137, Woolley, 2001, s. 2). Prodloužená může být i fáze dvojí opory oproti jedincům bez motorického deficitu (Olney a Richard, 1996, s. 137). Změna rychlosti chůze asociuje změny v mnoha dalších chůzových parametrech – kadence, délka kroku, potažmo dvojkroku. Rychlost chůze snižuje několik faktorů – nedostatečné motorické zotavení, snížená svalová síla, zhoršená rovnováha apod. (Balaban a Tok, 2014, ss. 1-3).

Naopak u prostorových parametrů chůze může být obtížnější najít společný trend. Základním parametrem je délka kroku a v tomto případě mohou pacienti po cerebrovaskulární atace tvořit velmi heterogenní skupinu. Zatímco u části jedinců bude delší délka kroku na parietické straně, druhá část může naopak vykazovat prodloužený krok na neparietické straně (Balaban a Tok, 2014, ss. 1-3).

Obecně výsledný deficit můžeme predikovat z větší části dle závažnosti mrtvice, její lokalizace a celkového stavu pacienta. Přesto každý pacient a jeho lokomotorický projev je maximálně individuální (Balaban a Tok, 2014, s. 3).

Biomechanika krokového cyklu na hemiparetické končetině

Během *stojné fáze* lze pozorovat na straně hemiparézy sníženou extenzi v kyčelním kloubu. Dochází k nadměrné aktivitě plantárních flexorů, přičemž se snižuje dorziflexe hlezenního kloubu. Za normálních okolností extenzi v kyčli napomáhá právě dorziflexe hlezenního kloubu, jež umožní dopředný pohyb trupu. Dalším důvodem nedostatečné extenze v kyčli může být zkrácení hamstringů (Balaban a Tok, 2014, ss. 3-5, Ali et al., 2013, s. 39, Moore et al., 1993, s. 274).

U hemiparetických pacientů je možné pozorovat tři vzory pohybu v kolenním kloubu, a sice zvýšenou flexi během stojné fáze, sníženou flexi během fáze počátečního stoje doprovázenou kolenní hyperextenzí anebo hyperextenzi patrnou během celé stojné fáze. Hyperextenzi kolenního kloubu způsobuje nadměrná svalová aktivita lýtkových svalů a může jednat o kompenzační mechanismus zajišťující stabilitu dolní končetiny během přenosu váhy (Balaban a Tok, 2014, ss. 3-5).

Velmi často během stojné fáze vidíme dopad celého chodidla na podložku ve fázi iniciálního kontaktu namísto paty (Balaban a Tok, 2014, ss. 3-5).

Pro *švihovou fázi* dolní končetiny je nutná flexe v kyčelním kloubu. U hemiplegiků je často pozorována snížená flexe v kyčelním i kolenním kloubu během předšvihové a mezišvihové fáze. Sníženou flexi může způsobit nedostatečná aktivita flexorové skupiny

a dále tuhost pohybu v kolenním kloubu. Ztuhlost a snížená flexe kolenního kloubu může být způsobena nadměrným hypertonem *musculus rectus femoris* a slabostí kolenních flexorů. Naopak paradoxně může docházet k nadměrné flexi v kyčli při konečném švih (Balaban a Tok, 2014, s. 5, Olney a Richard, 1996, s. 138). Právě prodloužení délky paretické nohy, které je dáno nedostatečnou trojflexí kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu, podněcuje cirkumdukci jakožto náhradní mechanismus. U některých pacientů je díky tomu rovněž vidět vláčení prstů po podlaze (Woolley, 2001, s. 5).

Nedostatečná akcelerace dopředného pohybu při flexi v kyčli neumožňuje ani adekvátní extenzi kolenního kloubu v konečné švihové fázi dolní končetiny. Nedostatečná dorziflexe hlezenního kloubu brání úderu paty při iniciálním kontaktu. Absence úderu paty předdefinuje nedostatečný moment svalové síly dorzálních flexorů, což vede k celkově snížené síle při odrazu dolní končetiny (Balaban a Tok, 2014, s. 5, Olney a Richard, 1996, s. 138).

Pro optimalizaci krokového cyklu je nutné se zamyslet i nad biomechanikou horních končetin. Švihový pohyb horní končetiny sice pro chůzi není nezbytný, ale přirozeně napomáhá lokomoci a celkové koordinaci těla (Tester et al., 2012, s. 2, Carmo et al., 2012, s. 537). Bolesti ramene se objevují u 15-40 % pacientů v subakutním stadiu a mohou výrazně snižovat výsledek rehabilitace (Ratnasabapathy et al., 2003 in Hesse et al., 2013, s. 623). Redukovaná hybnost horní končetiny může narušit celkovou koordinaci těla a snižovat rychlost chůze (Bovonsunthonchai, 2011, ss. 668, 671, Carmo et al., 2012, s. 544, Tester et al., 2012, s. 5). Např. dle Hesse et al. (2013, s. 628) může ramenní ortéza napomoci zvýšit celkovou stabilitu chůze během tréninku u pacientů s hemiplegickým ramenem.

1.3.5 Možnosti terapie chůze pomocí chodících pásů

Rehabilitace chůze pomocí zařazení terapií na chodících pásích se ukazuje jako velmi účinná pro posílení svalů dolních končetin, zatěžování a nácvik rovnováhy. Chodící pásy se stávají stále populárnějším trendem v rehabilitaci po cerebrovaskulární atace (Gama et al., 2015, s. 719). Jejich výhodou je zvýšení motivace pacienta a vizuální biofeedback (Druzbecki et al., 2016, s. 4860). Trénink na chodících pásích s odlehčením těla v závěsu (*BWS, body weight support*) je velmi efektivní u pacientů v akutním stadiu a může být dokonce jediným možným nácvikem, je-li pacient plně závislý na opoře. Pásy, které umožňují stimulaci rytmického vzoru chůze, nadto prokazatelně zvyšují rychlost chůze a výdrž u pacientů. Psychickou složku netřeba zmiňovat (Carr a Shepard, ss. 109, 110).

Gama a kolektiv ve své studii vykazuje velmi pozitivní výsledky při terapii na chodících pásech se zvýšeným sklonem. Tréninku na nakloněném povrchu přisuzuje prodloužení kroku a větší rychlost chůze. Jedním z možných benefitů této variace terapie je výrazné zvýšení kardiovaskulární kondice pacientů, neboť simulace chůze na nakloněném povrchu rychleji ovlivňuje srdeční frekvenci než pouhý trénink chůze na rovném povrchu (Gama et al., 2015, s. 723).

U části autorů je využití pásu stále považováno za přinejmenším diskutabilní. Sun et al. svým experimentem usiluje o vyvrácení domněnky, že chodící pásy by mohly pacientům spíše uškodit. Literatura dává do souvislosti možnost aktivace stresové osy spolu s cvičením na páse. Stres ovlivňuje strukturální plasticitu hippocampu a sice ve dvou formách – opakovaným stresem dochází k atrofii dendritů v určité oblasti hippocampu a akutní i chronický stres potlačuje neurogenezi neuronů (McEwan in Sun et al., 2013, s. 170). Při pokusu na potkanech, kteří prodělali ischemickou ataku, nebyla stresová osa aktivována. Naopak byl potvrzen neuroprotektivní účinek plynoucí z využití chodících pásů v terapii v subakutním stadiu rekovalescence po cerebrovaskulární atace. Dle výsledků docházelo k usnadnění funkčního zotavení a k neuroprotekcí v ohnisku ischemické cévní mozkové příhody (Sun et al., 2013, s. 170).

2 CÍL A HYPOTÉZY

Hlavním cílem tohoto experimentu je pokusit se objektivizovat korelace mezi změnou kognitivních funkcí a změnou parametrů chůze.

Pro zhodnocení komplexní provázanosti lokomoční a kognitivní složky ve vztahu k pacientům po cerebrovaskulární atace byly definovány dílčí cíle. Následně byl experiment pro své širší pojetí rozdělen do šesti hypotéz.

Dílčí cíle práce:

- Porovnat výsledky MoCA testu u pacientů po cerebrovaskulární atace před zahájením a při ukončení rehabilitace.
- Porovnat výsledky chůzových parametrů u pacientů po cerebrovaskulární atace před zahájením a při ukončení rehabilitace.
- Objektivizovat korelaci mezi lokomoční a kognitivní složkou u pacientů.
- Objektivizovat závislost kognice na úrovni vzdělání/věku a zhodnotit závislost věku a motorického projevu.

Hypotézy:

- **H₀1: U pacientů po CMP nedošlo po třech týdnech rehabilitace ke změně kognitivních funkcí měřených pomocí MOCA testu**
- H_A1: U pacientů po CMP došlo po třech týdnech rehabilitace ke změně kognitivních funkcí měřených pomocí MOCA testu
- **H₀2: U pacientů s CMP nedošlo po třech týdnech rehabilitace ke změně parametrů chůze měřených na chodícím pásu Zebris**
- H_A2: U pacientů s CMP došlo po třech týdnech rehabilitace ke změně parametrů chůze měřených na chodícím pásu Zebris
- **H₀3: Neexistuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí a změnou parametrů chůze po rehabilitaci**
- H_A3: Existuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí a změnou parametrů chůze po rehabilitaci

- **H₀4: Neexistuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a vzděláním pacientů s CMP**
- H_A4: Existuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a vzděláním pacientů s CMP

- **H₀5: Neexistuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a věkem pacientů s CMP**
- H_A5: Existuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a věkem pacientů s CMP

- **H₀6: Neexistuje závislost mezi změnou parametrů chůze po rehabilitaci a věkem pacientů s CMP**
- H_A6: Existuje závislost mezi změnou parametrů chůze po rehabilitaci a věkem pacientů s CMP

3 METODIKA VÝZKUMU

3.1 CHARAKTERISTIKA TESTOVANÉHO SOUBORU

Do měřeného souboru byli zařazeni pacienti hospitalizovaní na Klinice rehabilitačního lékařství FN Olomouc. Vstupním kritériem pro zařazení do experimentální části byl stav po cerebrovaskulární atace v akutním či subakutním stadiu. Lokalizace léze pro zahrnutí do testování nebyla jednoznačně specifikována. Podmínkou byla první ataka v anamnéze. Celkem bylo naměřeno 29 probandů, do studie jich bylo následně zařazeno 20. U tří pacientů nebylo technicky možné použít výstup z naměřených chůzových parametrů. U šesti pacientů se potom nepodařilo přeměřit druhé, výstupní, měření.

Díličními kritérii pro zařazení do měřeného souboru byly schopnost samostatné chůze, případně chůze s kompenzační pomůckou a ochota spolupracovat při testování. Všichni testovaní měli ordinovanou standardní rehabilitační léčbu včetně nácviku chůze.

Vylučujícími kritérii pro zařazení byla těžká interní onemocnění nedovolující, případně výrazně limitující pohybovou zátěž při vertikalizaci (kardiovaskulární nedostatečnost, polyneuropatie při diabetes mellitus, těžké deformity dolních končetin apod.) či těžký kognitivní deficit.

Tabulka 1: Základní charakteristiky měřeného souboru

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>počet</i>	<i>procento</i>
Pohlaví	muži	12	60 %
	ženy	8	40 %
Lokalizace CMP v povodí	ACM	16	80 %
	jiné	4	20 %
Stranová lokalizace CMP	povodí ACM vpravo	9	45 %
	povodí ACM vlevo	7	35 %
	jiné povodí	4	20 %
Vzdělání	bez maturity	10	50 %
	s maturitou	10	50 %

Popisek: ACM je povodí a. cerebri media, jiné povodí zahrnuje lokalizaci ataky 2x v úrovni bazálních ganglií (a sice u jednoho probanda na levé straně a u druhého na pravé straně), 1x lézi v povodí a. cerebri anterior dx., 1x léze v povodí a. vertebrobasilaris sin.

Před zahájením experimentu byli všichni probandi seznámeni s průběhem měření a následným anonymním zpracování dat. Svou účast následně potvrdili podepsáním informovaného souhlasu (příloha 1).

Tabulka 2: Průměr, směrodatná odchylka, minimum, maximum a medián pro věk a počet dní od ataky v době prvního měření u měřeného souboru

Zdroj: vlastní tvorba

	<i>Průměr</i>	<i>SD</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Medián</i>
Věk	64,2	11,1	48,0	82,0	64,5
Doba od ataky	13,4	10,6	5,0	48,0	12,0

Popisek: SD je směrodatná odchylka

3.2 POSTUP MĚŘENÍ

Experimentální část byla realizována na lůžkovém rehabilitačním oddělení a v kineziologické laboratoři pod záštitou Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice v Olomouci. K realizaci výzkumu a sběru dat docházelo v období mezi dubnem 2017 a lednem 2018.

Každý pacient vhodný pro zařazení do výzkumu podstoupil dvě měření v rozmezí dvou až tří týdnů. Před prvním měřením byly pacientům odebrány základní údaje (věk, stranová dominance, dosažený stupeň vzdělání) a anamnéza týkající se nynějšího onemocnění, přidružených onemocnění, ortopedických operací či traumat a anamnéza bolesti. Poté byl pacient seznámen s průběhem a cílem experimentu. První měření probíhalo vždy do tří dní po přijetí na oddělení rehabilitace, případně bezprostředně poté, co pacient byl schopen vertikalizace. Druhé měření bylo realizováno v časovém rozmezí dvou až tří týdnů od měření původního a předcházelo pacientovo propuštění z oddělení.

Samotné měření zahrnovalo testování kognitivních funkcí a naměření chůzových parametrů na chodícím pásu na chodícím páse Zebris. K měření kognice byl vybrán Montrealský kognitivní dotazník (příloha 2). Testování kognice probíhalo na pokoji u pacienta vsedě za stolem. Pacient nebyl vyrušován žádnými okolními stimuly. K samotnému vyplnění bylo potřeba standardizované verze dotazníku v tištěné podobě, hodinky a tužka. Při vyplňování probandům cíleně nepomáhala žádná další osoba.

Ve stejném časovém horizontu, opět *dvakrát* v rozmezí dvou až tří týdnů, podstoupili pacienti vstupní a výstupní měření chůze na chodícím páse Zebris, kde byl zhotoven report

jejich chůzových parametrů. Před zahájením byli pacienti poučeni o bezpečnosti měření a možnosti nouzového zastavení přístroje. Před každým měřením byl chodící pás zkalibrován. Po dobu měření byli probandi naboso. Samotnému měření předcházela adaptační fáze chůze, kdy jednotlivci měli dle svých potřeb možnost se adaptovat na pás (adaptace trvala zhruba cca 60 – 180 sekund). Poté samotné měření probíhalo za rychlosti chůze, kterou sami pacienti označili subjektivně za komfortní. Po dobu měření byla obrazovka vypnuta, aby pacientův lokomoční pohyb nebyl ovlivněn jeho vizualizací. Jedinci, kteří vyžadovali větší jistotu při testování, se mohli držet madel, která byla přizpůsobena jejich výšce. Případně byli jištěni další osobou, která však nezasahovala aktivně a nemodifikovala samotnou chůzi. V případě přidržování se madel byl výstup proveden opět s jejich použitím, aby se dosáhlo co nejobjektivnějšího porovnání dat. Žádný z probandů nebyl testován v závěsném systému.

3.2.1 Montrealský kognitivní dotazník

Montrealský kognitivní dotazník (MoCA test) je volně dostupný a snadno aplikovatelný screeningový nástroj sloužící k detekci mírné kognitivní poruchy. Testuje kognitivní funkce jako je paměť, pozornost, koncentrační schopnosti, jazyk, exekutivní funkce, schopnost zrakové konstrukce, strategické myšlení, orientování a lehké numerické úkony (Bastlová et al., 2015, s. 30).

Test je rozdělen do šesti kategorií: *prostorová orientace a zručnost, pojmenování, paměť, pozornost, řeč, abstrakce a orientace*. Celkem je možné dosáhnout 30 bodů, přičemž při dosažení 26 bodů a více je jedinec ohodnocen jako bez kognitivního deficitu. Bod navíc k celkovému skóre se přičítá těm, kteří dosáhli pouze základního stupně vzdělání.

MoCA test je velmi jednoduchý, snadno a rychle proveditelný (doba vyplnění se pohybuje od 10 do 15 minut) a jeho standardizovaná verze je veřejně dostupná v mnoha jazykových překladech. Vyvinutý byl v roce 1995 v Kanadě doktorem Nasreddinem (Hobson, 2015, s. 764).

U akutních či subakutních stadií u pacientů po CMP je vyzdvihována jeho prediktivní schopnost determinovat pozdější kognitivní postižení. MoCA test je vhodný k detekci mírného kognitivního deficitu a veskrze nezáleží na typu cerebrovaskulární ataky (může se jednat o ischemické i hemoragické léze). Aplikovatelnost testu kontraindikuje výrazná afázie, neschopnost participovat při rehabilitaci, předchozí kognitivní postižení, psychiatrické potíže nebo těžká fyzická de kondice (Chiti a Pantoni, 2017, ss. 3135-3138). MoCA test byl dlouho

srovnáván s Mini Mental State Examination, ale v současné době je považován za senzitivnější a přesnější (Freitas et al., 2012, s. 1032, Hobson, 2015, s. 764).

3.2.2 Chodící pás Zebris

Zebris FDM-T je systém chodícího pásu, který obsahuje tlakovou plošinu umožňující analyzovat stoj a chůzi. Chodící pás rovněž může sloužit jako prostředek terapie. Měření je možné doplnit videozáznamem ze dvou kamer umístěných vedle pásu a za pásem. Plošina snímající rozložení statických a dynamických sil má velikost 150 x 50 cm a je zabudovaná pod chodícím pásem. Pro správnost měření je nutné přístroj před měřením zkalibrovat. Výstupem měření je report (příloha 3) obsahující grafické a číselné výstupy týkající se parametrů chůze, případně stoje.

Pro účely tohoto experimentu byly vybrány následující chůzové parametry, které mají kvantifikovat lokomoční projev pacientů.

Tabulka 3: Měřené chůzové parametry

Zdroj: vlastní tvorba s využitím odborné literatury (Kolářová et al., 2014, ss. 43-45)

<i>zkratka parametru</i>	<i>parametr, popř. vysvětlení</i>	<i>jednotka</i>
FR	foot rotation	<i>stupně</i>
StepL	step length	<i>cm</i>
StrideL	stride length	<i>cm</i>
SW	šířka kroku	<i>cm</i>
StP	stojná fáze	<i>procenta</i>
LR	stojná fáze - část loading response	<i>procenta</i>
MS	stojná fáze - část Mid stance	<i>procenta</i>
P-S	stojná fáze - část Pre-Swing	<i>procenta</i>
SW	švihová fáze	<i>procenta</i>
DSP	fáze dvojí opory	<i>procenta</i>
StepT	doba mezi kontaktem paty jedné DK a kontaktem paty druhé DK	<i>sekundy</i>
StrideT	doba od kontaktu paty po kontakt paty stejnou dolní končetinou	<i>sekundy</i>
Cad	frekvence, počet kroků za minutu	<i>kroky/min</i>
Vel	průměrná rychlost chůze během analyzovaného intervalu	<i>km/hod</i>
LoGL	číselné vyjádření změny polohy COP pro jednu dolní končetinu	<i>milimetry</i>
SSL	číselné vyjádření hodnot stojné fáze chůze pro jednu dolní končetinu na základě změny polohy COP	<i>milimetry</i>

A/PP	anterioposteriorní lokalizace středového bodu z <i>Butterfly Diagramu</i>	<i>milimetry</i>
LS	laterolaterální lokalizace středového bodu Butterfly Diagramu, záporné hodnoty - posun vlevo, kladné hodnoty - posun vpravo	<i>milimetry</i>
MaxF-ff/mf/h	maximální silové působení – předonoží/středonoží/pata	<i>newton</i>
MaxP- ff/mf/h	maximální tlakové působení - předonoží/středonoží/pata	<i>N/cm2</i>

3.3 STATISTICKÉ ZHODNOCENÍ DAT

Data byla analyzována pomocí statistického software *IBM SPSS Statistics verze 22*. K porovnání vstupních a výstupních hodnot parametrů chůze byl použit Studentův párový t-test. K vyhodnocení významnosti změn kognitivních funkcí měřených pomocí celkového skóre MoCA testu byl použit Studentův párový test, pro hodnocení změn v jednotlivých oblastech MoCA testu byl použit Wilcoxonův párový test.

Pearsonova korelační analýza byla použita k hodnocení závislosti mezi změnou kognitivních funkcí a změnou parametrů chůze, resp. k hodnocení závislosti mezi změnou kognitivních funkcí a změnou parametrů chůze v závislosti na věku pacientů. Závislost mezi změnou kognitivních funkcí a vzděláním pacientů (děleno na skupinu bez maturity a maturity) byla hodnocena pomocí Mannova-Whitneyho U testu. Normalita dat byla posouzena pomocí Shapiro-Wilkova testu. Všechny testy byly dělány na hladině významnosti 0,05. Výsledky byly přehledně shrnuty do tabulek. U statisticky významných hodnot potom byly vytvořeny krabicové grafy.

4 VÝSLEDKY VÝZKUMU

4.1.1 Výsledky k hypotéze H₀₁

Ověření platnosti hypotézy H₀₁

- **H₀₁: U pacientů s CMP nedošlo po třech týdnech rehabilitace ke změně kognitivních funkcí měřených pomocí MoCA testu**
- H_{A1}: U pacientů s CMP došlo po třech týdnech rehabilitace ke změně kognitivních funkcí měřených pomocí MoCA testu

Platnost hypotézy H₀₁ byla ověřována pomocí Studentova párového t-testu a Wilcoxonova párového testu. Testem byly porovnány celkové výsledky testu MoCA před rehabilitací a po rehabilitaci a také výsledky za jednotlivé oblasti – Prostorovou orientaci (PrO), Paměť, Pozornost a Celkovou orientaci.

Závěr:

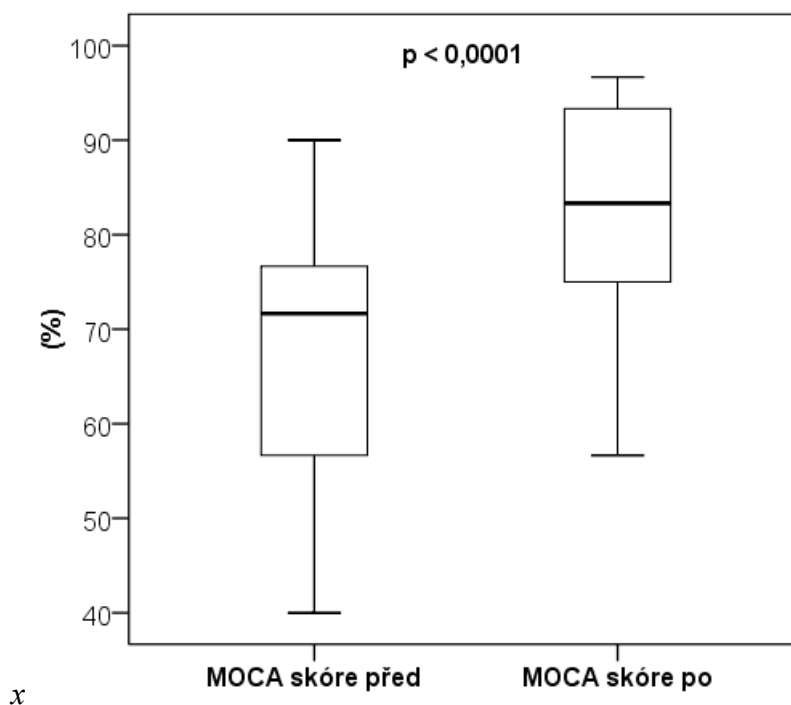
Hypotézu H₀₁ zamítáme, testy prokázaly signifikantní zvýšení hodnot celkového skóre MoCA testu po rehabilitaci, tj. signifikantní zlepšení kognitivních funkcí. Signifikantní zlepšení bylo prokázáno také pro jednotlivé oblasti, tj. pro Prostorovou orientaci, Paměť, Pozornost a Celkovou orientaci.

Tabulka 4: Výsledky porovnání celkového skóre MoCA testu

Zdroj: vlastní tvorba

	<i>Průměr</i>	<i>SD</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>Medián</i>	<i>t-test p</i>
Celkové skóre MoCA před (body)	20,3	4,3	12,0	27,0	21,5	< 0,0001
Celkové skóre MoCA po (body)	24,7	3,5	17,0	29,0	25,0	
Změna MoCA (po-před) (body)	4,4	2,4	1,0	11,0	4,5	
Celkové skóre MoCA před (%)	67,5	14,3	40,0	90,0	71,7	
Celkové skóre MoCA po (%)	82,2	11,8	56,7	96,7	83,3	
Změna MoCA (po-před) (%)	14,7	8,0	3,3	36,7	15,0	

Popisek: Tabulka uvádí základní popisné charakteristiky celkového skóre testu MoCA před rehabilitací a po rehabilitaci v bodech a také v procentech. V tabulce jsou uvedeny také popisné charakteristiky změny celkového skóre MoCA a v posledním sloupci tabulky je uvedena hladina signifikance Studentova párového t-testu pro porovnání výsledků před a po rehabilitaci.



Graf 1: Kvartilový box graf. Distribuce celkového skóre MoCA testu (%) před rehabilitací a po rehabilitaci

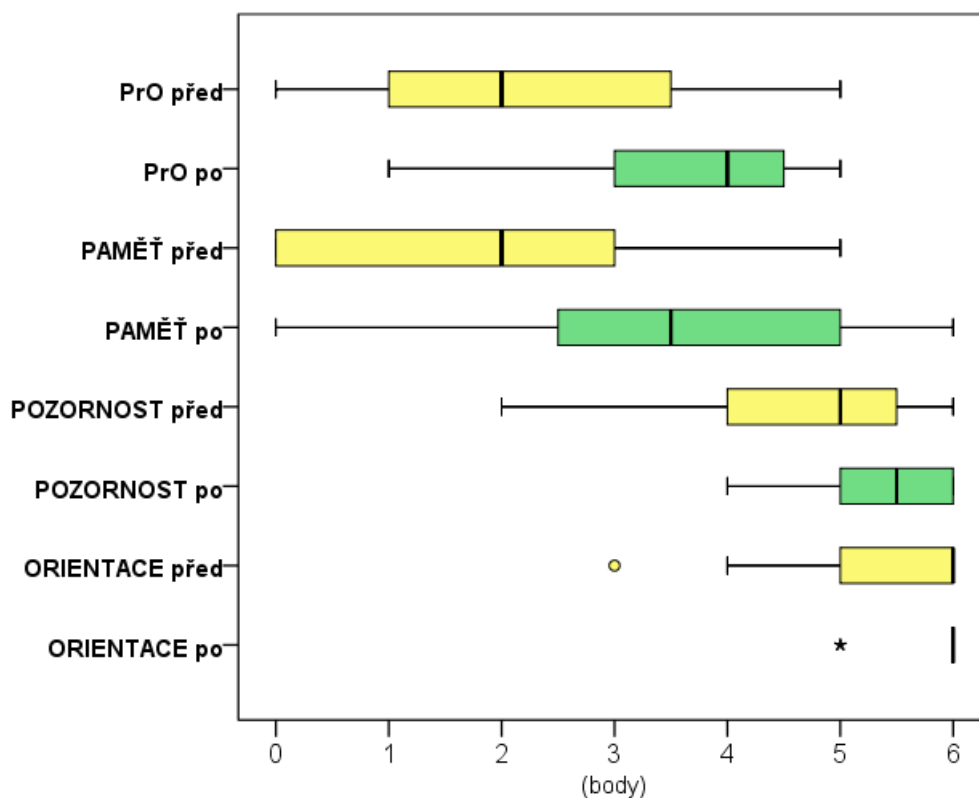
Zdroj: vlastní tvorba

Tabulka 5: Výsledky porovnání skóre MoCA testu v jednotlivých oblastech

Zdroj: vlastní tvorba

	<i>Průměr</i>	<i>SD</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Medián</i>	<i>p</i>
PrO před	2,30	1,45	0,0	5,0	2,0	0,0002
PrO po	3,70	1,17	1,0	5,0	4,0	
PrO (po-před)	1,40	1,27	0,0	5,0	1,0	
Paměť před	1,90	1,62	0,0	5,0	2,0	0,001
Paměť po	3,40	1,82	0,0	6,0	3,5	
Paměť (po-před)	1,50	1,54	-1,0	4,0	1,5	
Pozornost před	4,60	1,27	2,0	6,0	5,0	0,038
Pozornost po	5,35	0,75	4,0	6,0	5,5	
Pozornost (po-před)	0,75	1,45	-1,0	4,0	0,0	
Orientace před	5,30	0,92	3,0	6,0	6,0	0,008
Orientace po	5,80	0,41	5,0	6,0	6,0	
Orientace po	0,50	0,69	0,0	2,0	0,0	

Tabulka uvádí základní popisné charakteristiky počtu bodů v jednotlivých oblastech MoCA testu před rehabilitací a po rehabilitaci. V tabulce jsou uvedeny také popisné charakteristiky změny skóre. V posledním sloupci tabulky je uvedena hladina signifikance Wilcoxonova párového testu pro porovnání výsledků před rehabilitací a po rehabilitaci.



Graf 2: Kvartilový box graf. Distribuce počtu bodů v jednotlivých oblastech MoCA testu před rehabilitací a po rehabilitaci
Zdroj: vlastní tvorba

Popisek: V grafu jsou uvedené dílčí subtesty MoCA testu – prostorová orientace/zručnost, paměť, pozornost a orientace (místem, časem, osobou).

4.1.2 Výsledky k hypotéze H₀₂

- **H₀₂:** U pacientů s CMP nedošlo po třech týdnech rehabilitace ke změně parametrů chůze měřených na chodícím pásu Zebris
- **H_{A2}:** U pacientů s CMP došlo po třech týdnech rehabilitace ke změně parametrů chůze měřených na chodícím pásu Zebris

Měření parametrů na chodícím pásu Zebris bylo provedeno zvlášť pro levou a pravou dolní končetinu. Při zpracování dat bylo přihlédnuto ke stranové lokalizaci léze a změny měřených parametrů byly vyhodnoceny pro postiženou a zdravou dolní končetinu.

K ověření platnosti hypotézy H₀₂ byl použit Studentův párový t-test. Hypotéza byla ověřována zvlášť pro každý měřený parametr. Studentův párový t-test byl použit kvůli prokázané normální distribuci změn hodnot měřených parametrů. Normalita dat byla ověřována pomocí Shapiro-Wilkova testu.

Závěr:

Hypotézu H₀₂ zamítáme, po rehabilitaci došlo k signifikantnímu zvýšení hodnot u následujících parametrů chůze:

- **StepL** na postižené i zdravé DK ($p = 0,004$; resp. $p = 0,001$),
- **Stride L** ($p = 0,001$),
- **SSL** na postižené i zdravé DK ($p = 0,012$; resp. $p = 0,034$),
- **Vel** ($p = 0,001$)
- **LoGL** na postižené DK ($p = 0,016$)
- **MaxF-ff** na postižené i zdravé DK ($p = 0,004$; resp. $p = 0,005$)
- **MaxF-mf** na zdravé DK ($p = 0,021$)
- **MaxF-h** na postižené i zdravé DK ($p = 0,011$; resp. $p = 0,005$)
- **MaxP-ff** na postižené i zdravé DK ($p < 0,0001$; resp. $p = 0,030$)
- **MaxP-h** na postižené i zdravé DK ($p = 0,003$; resp. $p = 0,002$)

Pozn. Výše použité zkratky viz Tabulka 3: Měřené chůzové parametry

Tabulka 6: Výsledky chůzových parametrů naměřených pomocí chodícího pásu Zebris

Zdroj: vlastní tvorba

	<i>Průměr</i>	<i>SD</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Medián</i>	<i>p</i>
FR zdravá DK vstup	7,5	5,8	-7,5	17,4	6,7	
FR zdravá DK výstup	8,0	4,9	2,5	18,3	7,3	0,623
FR zdravá DK změna	0,5	4,6	-4,0	18,8	-0,2	
FR postižená DK vstup	6,2	5,5	-8,9	17,8	6,3	
FR postižená DK výstup	6,9	4,6	-1,2	17,2	5,3	0,604
FR postižená DK změna	0,6	5,5	-4,9	21,5	-0,5	
StepL zdravá DK vstup	35,2	10,4	13,0	49,0	38,5	
StepL zdravá DK výstup	40,3	11,8	13,0	60,0	42,5	0,004
StepL zdravá DK změna	5,0	6,7	-11,0	16,0	5,5	
StepL postiž. DK vstup	35,9	9,9	12,0	49,0	39,0	
StepL postiž. DK výstup	41,2	11,9	11,0	58,0	43,5	0,001
StepL postiž. DK změna	5,2	5,9	-8,0	17,0	5,5	
StrideL vstup	71,1	19,7	25,0	94,0	75,0	
StrideL výstup	81,6	23,7	24,0	116,0	85,5	0,001
StrideL změna	10,6	12,1	-20,0	32,0	12,0	

SW vstup	9,9	4,1	1,0	17,0	10,5	
SW výstup	9,7	4,1	2,0	20,0	9,5	0,720
SW změna	-0,2	2,5	-4,0	5,0	-1,0	
StP zdravá DK vstup	68,2	3,3	68,2	62,3	74,3	
StP zdravá DK výstup	67,8	4,4	66,7	61,9	78,9	0,575
StP zdravá DK změna	-0,4	2,9	-0,5	-5,9	8,3	
StP postiž. DK vstup	68,0	4,9	68,5	60,2	82,6	
StP postiž. DK výstup	66,9	3,7	66,2	62,7	76,3	0,150
StP postiž. DK změna	-1,2	3,4	-0,9	-7,3	6,5	
DSP vstup	36,2	5,9	23,6	48,3	36,9	
DSP výstup	34,7	7,1	25,2	53,4	34,2	0,229
DSP změna	-1,5	5,5	-13,1	14,7	-1,6	
StrideT vstup	1,70	0,33	1,08	2,21	1,74	
StrideT výstup	1,70	0,34	1,16	2,31	1,61	0,907
StrideT změna	0,00	0,15	-0,29	0,27	0,01	
Cad vstup	73,5	15,6	54,0	112,0	69,0	
Cad výstup	73,6	14,6	52,0	103,0	74,5	0,933
Cad změna	0,2	7,9	-21,0	13,0	0,0	
SSL zdravá DK vstup	80,4	37,0	12,1	140,5	75,9	
SSL zdravá DK výstup	96,5	38,8	9,7	156,4	102,0	0,012
SSL zdravá DK změna	16,0	25,6	-50,7	58,9	15,4	
SSL postiž.DK vstup	71,0	28,2	27,7	123,3	70,8	
SSL postiž.DK výstup	85,6	38,2	17,5	143,7	91,3	0,034
SSL postiž.DK změna	14,6	28,5	-53,1	65,1	5,0	
LS vstup	-6,2	24,6	-61,7	38,0	-0,7	
LS výstup	-4,7	18,6	-60,7	17,8	1,0	0,591
LS změna	1,6	12,7	-28,6	28,1	0,0	

Popisek: Tabulka uvádí základní popisné charakteristiky parametrů chůze měřených před rehabilitací (vstup) a po rehabilitaci (výstup), dále jsou uvedeny popisné charakteristiky změny hodnot. V posledním sloupci tabulky je hodnota Studentova párového t-testu pro porovnání vstupních a výstupních hodnot. Tato tabulka obsahuje výsledky pro nejčastěji popisované charakteristiky chůze.

Tabulka 7: Další testované parametry chůze

Zdroj: vlastní tvorba

	<i>Průměr</i>	<i>SD</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>	<i>Medián</i>	<i>p</i>
LR zdravá DK vstup	18,2	3,5	10,8	27,0	18,4	
LR zdravá DK výstup	17,1	3,7	12,1	26,1	17,3	0,127
LR zdravá DK změna	-1,1	3,1	-6,3	8,2	-1,5	
LR postižená DK vstup	18,0	2,8	12,9	21,5	18,6	
LR postižená DK výstup	17,6	3,6	13,1	27,3	16,7	0,547
LR postižená DK změna	-0,4	2,9	-6,7	6,5	-0,2	
MS zdravá DK vstup	32,0	5,0	17,1	39,8	31,6	
MS zdravá DK výstup	33,1	3,7	23,8	37,3	33,8	0,154
MS zdravá DK změna	1,2	3,5	-6,4	7,2	0,8	
MS postižená DK vstup	31,8	3,2	25,7	37,7	31,9	
MS postižená DK výstup	32,2	4,4	21,1	38,1	33,4	0,546
MS postižená DK změna	0,4	2,8	-8,3	5,8	0,5	
P-S zdravá DK vstup	18,0	2,8	12,9	21,5	18,7	
P-S zdravá DK výstup	17,6	3,6	13,1	27,3	16,7	0,526
P-S zdravá DK změna	-0,4	2,9	-6,7	6,4	-0,1	
P-S postižená DK vstup	18,3	3,6	10,8	27,5	18,6	
P-S postižená DK výstup	17,1	3,7	12,1	26,0	17,3	0,110
P-S postižená DK změna	-1,2	3,1	-6,3	8,1	-1,4	
SwP zdravá DK vstup	31,8	3,3	25,7	37,7	31,9	
SwP zdravá DK výstup	32,2	4,4	21,1	38,1	33,4	0,575
SwP zdravá DK změna	0,4	2,9	-8,3	5,9	0,6	
SwP postižená DK vstup	32,0	4,9	17,4	39,8	31,5	
SwP postižená DK výstup	33,3	4,0	23,7	39,8	33,8	0,087
SwP postižená DK změna	1,3	3,3	-6,5	7,3	0,9	
StepT zdravá DK vstup	0,84	0,16	0,53	1,09	0,86	
StepT zdravá DK výstup	0,84	0,15	0,58	1,10	0,83	0,885
StepT zdravá DK změna	0,00	0,10	-0,20	0,10	0,00	
StepT postiž. DK vstup	0,86	0,19	0,55	1,21	0,85	
StepT postiž. DK výstup	0,85	0,20	0,58	1,24	0,80	0,854
StepT postiž. DK změna	0,00	0,10	-0,10	0,10	0,00	
Vel vstup	1,60	0,50	0,50	2,50	1,50	0,001

Vel výstup	1,80	0,60	0,50	3,00	1,80	
Vel změna	0,30	0,30	-0,40	0,70	0,20	
LoGL zdravá DK vstup	191,3	46,1	76,9	249,0	204,0	
LoGL zdravá DK výstup	199,8	43,7	88,3	246,7	213,8	0,051
LoGL zdravá DK změna	9	18	-31	53	10	
LoGL postiž. DK vstup	187,9	40,0	69,5	250,2	191,7	
LoGL postiž. DK výstup	197,6	39,1	97,6	241,5	209,0	0,016
LoGL postiž. DK změna	10	16	-28	29	12	
A/PP vstup	174,4	23,9	130,4	235,6	171,9	
A/PP výstup	171,3	15,8	138,5	195,9	172,4	0,751
A/PP změna	-3	23	-77	35	-2	
MaxGL Vel vstup	858	521	141	2361	769	
MaxGLVel vstup	671	518	166	2243	459	0,062
MaxGLVel vstup	-186	421	-1081	475	-110	
MaxF-ff zdravá DK vstup	539	120	297	784	550	
MaxF-ff zdravá DK výstup	586	128	245	832	596	0,004
MaxF-ff zdravá DK změna	48	66	-52	218	46	
MaxF-ff postiž. DK vstup	500	110	301	654	486	
MaxF-ff postiže. DK výstup	560	119	286	722	610	0,005
MaxF-ff postiž. DK změna	59	84	-119	228	55	
MaxF-mf zdravá DK vstup	195	86	79	451	159	
MaxF-mf zdravá DK výstup	212	103	67	499	193	0,021
MaxF-mf zdravá DK změna	17	31	-40	81	14	
MaxF-mf postiž. DK vstup	213	96	57	419	191	
MaxF-mfpostiž. DK výstup	212	100	77	447	207	0,986
MaxF-mfpostiž. DK změna	-0,1	29,6	-67,3	51,6	6,2	
MaxF-h zdravá DK vstup	407	136	132	682	397	
MaxF-h zdravá DK výstup	446	133	165	726	436	0,011
MaxF-h zdravá DK změna	39	62	-99	139	44	
MaxF-h postiž. DK vstup	381	98	201	527	396	
MaxF-h postiž. DK výstup	431	116	185	574	447	0,005
MaxF-h postiž. DK změna	50,0	70,6	-83,8	175,1	32,3	
MaxP-ff zdravá DK vstup	21,8	7,0	11,8	35,1	20,5	
MaxP-ff zdravá DK výstup	25,1	7,2	16,2	41,2	23,4	<0,0001

MaxP-ff zdravá DK změna	3,3	2,8	0,0	12,3	2,8	
MaxP-ff postiž. DK vstup	20,7	7,0	11,7	33,9	18,0	
MaxP-ff postiž. DK výstup	23,2	5,7	12,0	33,1	23,5	0,030
MaxP-ff postiž. DK změna	2,5	4,7	-7,9	12,7	2,2	
MaxP-mf zdravá DK vstup	14,0	2,9	9,6	20,4	14,0	
MaxP-mf zdravá DK výstup	15,3	3,1	10,5	24,5	14,9	0,147
MaxP-mf zdravá DK změna	1,2	3,6	-4,8	8,4	1,6	
MaxP-mf postiž. DK vstup	14,0	3,3	8,4	21,9	14,5	
MaxP-mf postiž. DK výstup	15,1	4,1	9,2	25,1	14,6	0,057
MaxP-mf postiž. DK změna	1,2	2,6	-3,1	5,9	1,0	
MaxP-h zdravá DK vstup	20,1	7,8	8,0	39,9	18,6	
MaxP-h zdravá DK výstup	23,4	8,2	8,1	44,8	22,2	0,003
MaxP-h zdravá DK změna	3,4	4,4	-5,5	13,0	2,9	
MaxP-h postiž. DK vstup	18,4	5,1	9,3	31,3	17,9	
MaxP-h postiž. DK výstup	21,9	6,7	11,2	36,6	23,0	0,002
MaxP-h postiž. DK změna	3,6	4,5	-2,9	12,3	2,9	

Popisek: Tabulka uvádí základní popisné charakteristiky parametrů chůze měřených před rehabilitací (vstup) a po rehabilitaci (výstup), dále jsou uvedeny popisné charakteristiky změny hodnot. V posledním sloupci tabulky je hodnota Studentova párového t-testu pro porovnání vstupních a výstupních hodnot. V této tabulce jsou uvedeny další námi porovnávané chůzové charakteristiky.

4.1.3 Výsledky k hypotéze H₀₃

- **H₀₃: Neexistuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí a změnou parametrů chůze po rehabilitaci**
- H_{A3}: Existuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí a změnou parametrů chůze po rehabilitaci

Platnost hypotézy H₀₃ byla ověřována pomocí Pearsonovy korelační analýzy. Byly vypočítány hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu a byla posouzena významnost (nenulovost) hodnoty korelačního koeficientu – pro každý korelační koeficient byla ověřována platnost hypotézy H₀: $r = 0$). Parametrická Pearsonova korelační analýza byla použita vzhledem k normální distribuci změn korelovaných parametrů. Normalita dat byla ověřena pomocí Shapiro-Wilkova testu.

Závěr:

Hypotézu H₀₃ nelze zamítnout. Nebyla prokázána signifikantní korelace mezi změnou kognitivních funkcí a změnou parametrů chůze po rehabilitaci.

Tabulka 8: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 1/6

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>FR</i> zdravá DK změna	<i>FR</i> postižená DK změna	<i>StepL</i> zdravá DK změna	<i>StepL</i> postižená DK změna	<i>StrideL</i> změna	<i>SW</i> změna	<i>StP</i> zdravá DK změna
změna MoCA	r	-0,166	-0,114	-0,023	-0,116	-0,100	0,113	0,098
	p	0,485	0,633	0,924	0,627	0,674	0,637	0,680

Tabulka 9: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 2/6

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>StP</i> postižená DK změna	<i>LR</i> zdravá DK změna	<i>LR</i> postižená DK změna	<i>MS</i> zdravá DK změna	<i>MS</i> postižená DK změna	<i>P-S</i> zdravá DK změna	<i>P-S</i> postižená DK změna
změna MoCA	r	0,119	0,146	0,102	-0,133	-0,138	0,087	0,163
	p	0,617	0,539	0,669	0,577	0,561	0,716	0,493

Tabulka 10: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 3/6

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>SwP</i> zdravá DK změna	<i>SwP</i> postižená DK změna	<i>DSP</i> změna	<i>StepT</i> zdravá DK změna	<i>StepT</i> postižená DK změna	<i>StrideT</i> změna	<i>Cad</i> změna
změna MoCA	r	-0,098	-0,156	0,135	-0,242	-0,274	-0,285	0,358
	p	0,680	0,510	0,570	0,303	0,243	0,223	0,122

Tabulka 11: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 4/6

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>Vel</i> změna	<i>LoGL</i> zdravá DK změna	<i>LoGL</i> postižená DK změna	<i>SSL</i> zdravá DK změna	<i>SSL</i> postižená DK změna	<i>A/PP</i> změna	<i>LS</i> změna
změna MoCA	r	0,063	0,087	-0,187	-0,187	-0,078	0,313	0,049
	p	0,791	0,716	0,431	0,429	0,743	0,179	0,838

Tabulka 12: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 5/6

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>MaxGL Vel změna</i>	<i>MaxF-ff zdravá DK změna</i>	<i>MaxF-ff postižená DK změna</i>	<i>MaxF- mf zdravá DK změna</i>	<i>MaxF- mfpostižená DK změna</i>	<i>MaxF-h zdravá DK změna</i>	<i>MaxF-h postižená DK změna</i>
změna MoCA	r	-0,241	-0,211	0,213	0,311	0,261	-0,218	-0,201
	p	0,306	0,372	0,368	0,182	0,266	0,356	0,396

Tabulka 13: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 6/6

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>MaxP-ff zdravá DK změna</i>	<i>MaxP-ff postižená DK změna</i>	<i>MaxP-mf zdravá DK změna</i>	<i>MaxP-mf postižená DK změna</i>	<i>MaxP-h zdravá DK změna</i>	<i>MaxP-h postižená DK změna</i>
změna MoCA	r	-0,006	0,350	0,146	-0,010	-0,210	-0,076
	p	0,980	0,131	0,539	0,965	0,375	0,751

Popisek: Uvedené tabulky uvádí hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu (r) a hodnoty signifikance testu významnosti korelačních koeficientů (p).

4.1.4 Výsledky k hypotéze H_04

- **H_04 : Neexistuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a vzděláním pacientů s CMP**
- H_{A4} : Existuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a vzděláním pacientů s CMP

Platnost hypotézy H_04 byla ověřována pro jednotlivé oblasti MoCA testu pomocí Mannova-Whitneyho U testu. Pro celkové skóre MoCA testu byl použit Studentův t-test dvouvýběrový. Testem byly porovnány změny kognitivních funkcí po rehabilitaci ve skupině pacientů s maturitou a bez maturity.

Závěr:

Hypotézu H_04 nelze zamítnout. Nebyla prokázána signifikantní závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a vzděláním pacientů.

Tabulka 14: Výsledky porovnání dílčích částí MoCA testu a vzdělání pacientů

Zdroj: vlastní tvorba

	Vzdělání						Mannův-Whitneyho U test p
	bez maturity			s maturitou			
	Průměr	SD	Medián	Průměr	SD	Medián	
PrO před	2,10	1,37	2,00	2,50	1,58	2,50	-
PrO po	3,40	1,26	4,00	4,00	1,05	4,00	-
PrO (po-před)	1,30	0,82	1,00	1,50	1,65	1,50	0,969
Paměť před	1,70	1,57	2,00	2,10	1,73	2,00	-
Paměť po	3,40	1,35	3,00	3,40	2,27	4,50	-
Paměť (po-před)	1,70	1,49	2,00	1,30	1,64	1,00	0,539
Pozornost před	4,20	1,23	4,50	5,00	1,25	5,00	-
Pozornost po	5,30	0,48	5,00	5,40	0,97	6,00	-
Pozornost (po-před)	1,10	1,45	1,00	0,40	1,43	0,00	0,221
Orientace před	4,90	1,10	5,00	5,70	0,48	6,00	-
Orientace po	5,70	0,48	6,00	5,90	0,32	6,00	-
Orientace (před-po)	0,80	0,79	1,00	0,20	0,42	0,00	0,056

Popisek: tabulka uvádí základní popisné charakteristiky změny kognitivních funkcí v jednotlivých oblastech MOCA testu zvláště pro skupinu pacientů bez maturity a s maturitou. V posledním sloupci tabulky je uvedena hodnota signifikance Mannova-Whitneyho U testu pro porovnání obou skupin pacientů

Tabulka 15: Výsledky porovnání celkového skóre MoCA testu a vzdělání pacientů

Zdroj: vlastní tvorba

	Vzdělání						Studentův t-test p
	bez maturity			s maturitou			
	Průměr	SD	Medián	Průměr	SD	Medián	
Celkové skóre MoCA před (%)	62,7	15,9	66,7	72,3	11,2	73,3	-
Celkové skóre MoCA po (%)	78,7	13,1	80,0	85,7	9,7	88,3	-
Změna MoCA (po-před) (%)	16,0	9,4	15,0	13,3	6,5	15,0	0,470

Popisek: Tabulka uvádí základní popisné charakteristiky změny kognitivních funkcí pro celkové skóre MoCA testu (v %) pro skupinu pacientů bez maturity a s maturitou. V posledním sloupci tabulky je uvedena hodnota signifikance Studentova dvouvýběrového t-testu pro porovnání obou skupin pacientů.

4.1.5 Výsledky k hypotéze H₀₅

- **H₀₅: Neexistuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a věkem pacientů s CMP**
- H_{A5}: Existuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a věkem pacientů s CMP

Platnost hypotézy H₀₅ byla ověřována pomocí Pearsonovy korelační analýzy. Byly vypočítány hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu r a byl proveden test významnosti korelačního koeficientu.

Závěr:

Hypotézu H₀₅ nelze zamítnout. Nebyla prokázána statisticky významná závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a věkem pacientů.

Tabulka 16: Výsledky korelační analýzy

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>PAMĚŤ změna</i>	<i>POZORNOST změna</i>	<i>ORIENTACE změna</i>	<i>Celkové skóre MoCA změna</i>
věk	r	0,099	0,102	0,028	0,276
	p	0,679	0,670	0,908	0,239

Popisek: V tabulce jsou uvedeny hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu (r) a hodnoty signifikance testu významnosti korelačního koeficientu.

4.1.6 Výsledky k hypotéze H₀₆

- **H₀₆: Neexistuje závislost mezi změnou parametrů chůze po rehabilitaci a věkem pacientů s CMP**
- H_{A6}: Existuje závislost mezi změnou parametrů chůze po rehabilitaci a věkem pacientů s CMP

Platnost hypotézy H₀₆ byla ověřována pomocí Pearsonovy korelační analýzy. Byly vypočítány hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu r pro korelaci mezi věkem a změnou parametrů chůze a byl proveden test významnosti korelačního koeficientu.

Závěr:

Hypotézu H₀₆ nelze zamítnout. Nebyla prokázána signifikantní závislost mezi změnou parametrů chůze po rehabilitaci a věkem pacientů s CMP.

Tabulka 17: Výsledky korelační analýzy 1/4

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>FR</i> zdravá DK změna	<i>FR</i> postižená DK změna	<i>StepL</i> zdravá DK změna	<i>StepL</i> postižená DK změna	<i>StrideL</i> změna	<i>SW</i> změna	<i>StP</i> zdravá DK změna
věk	r	0,264	0,293	-0,029	-0,074	-0,112	0,075	0,167
	p	0,260	0,211	0,904	0,757	0,639	0,754	0,482

Tabulka 18: Výsledky korelační analýzy 2/4

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>StP</i> postižená DK změna	<i>LR</i> zdravá DK změna	<i>LR</i> postižená DK změna	<i>MS</i> zdravá DK změna	<i>MS</i> postižená DK změna	<i>P-S</i> zdravá DK změna	<i>P-S</i> postižená DK změna
věk	r	0,001	0,277	-0,112	-0,011	-0,198	-0,124	0,282
	p	0,997	0,237	0,638	0,964	0,403	0,601	0,228

Tabulka 19: Výsledky korelační analýzy 3/4

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>SwP</i> zdravá DK změna	<i>SwP</i> postižená DK změna	<i>DSP</i> změna	<i>StepT</i> zdravá DK změna	<i>StepT</i> postižená DK změna	<i>StrideT</i> změna	<i>Cad</i> změna
věk	r	-0,167	-0,031	0,097	-0,384	-0,111	-0,285	0,212
	p	0,482	0,896	0,683	0,095	0,641	0,223	0,370

Tabulka 20: Výsledky korelační analýzy 4/4

Zdroj: vlastní tvorba

		<i>Vel</i> změna	<i>LoGL</i> zdravá DK změna	<i>LoGL</i> postižená DK změna	<i>SSL</i> zdravá DK změna	<i>SSL</i> postižená DK změna	<i>A/PP</i> změna	<i>LS</i> změna
věk	r	0,143	0,259	-0,029	-0,153	-0,312	-0,078	-0,036
	p	0,547	0,270	0,904	0,519	0,180	0,742	0,881

5 DISKUZE

Následující kapitola má za cíl konfrontovat výsledky experimentální části s teoretickými východisky a dalšími vědeckými studiemi. Záměrem je předložit k pochopení vzájemné souvislosti mezi kognicí a motorikou u pacientů po CMP. Porozumění souvislostí by mělo vést k cílené efektivnější terapii.

Struktura diskuze je koncipovaná na implementaci poznatků s výsledky jednotlivě u všech šesti hypotéz. Dále jsou předloženy limity experimentální části a přínos práce pro klinickou praxi.

5.1 Diskuze k první hypotéze

- **H₀₁: U pacientů po CMP nedošlo po třech týdnech rehabilitace ke změně kognitivních funkcí měřených pomocí MOCA testu**

Konsekvence mezi rehabilitací a kognitivními funkcemi jsou zcela zásadní, přestože jsou mnohdy značně opomíjené. Navzdory intenzivní rehabilitaci se totiž nemusí dostavit kvalitní funkční výsledek v případě perzistujícího kognitivního deficitu (Leśniak et al., 2008, s. 356).

Kognitivní deficit je velmi častým následkem mrtvice. Je všeobecně platné, že míra kognitivního deficitu determinuje úspěšnost rehabilitace. Díky kognici je pacient schopen porozumět úkolu, zapamatovat si jej a soustředit se na jeho provedení (Demeyere et al., 2016, s. 306). Nízká pozornost a neschopnost koncentrovat se je u pacientů v rehabilitaci velkou výzvou (Cumming et al., 2013, s. 127). I přestože mozková příhoda může být mírná a pacienti se motoricky rychle zotaví, kognitivní deficit může přetrvávat a takoví pacienti mohou mít problém si například naplánovat denní aktivity. Potíží je, že tyto deficity mohou perzistovat i celé roky po atace. Kognitivní deficit potom ovlivňuje sociální, profesionální život, má vliv na kvalitu života nejen pacienta, ale i jeho rodiny a samozřejmě může nepříznivě ovlivňovat výsledek rehabilitace (Demeyere et al., 2016, s. 306).

V našem experimentu se ověřila hypotéza zabývající se zlepšením kognitivních funkcí po třech týdnech rehabilitace. U pacientů došlo k celkovému zlepšení výsledků testu, jakožto i výsledků v jednotlivých subtestech – paměť, pozornost, prostorová orientace/zručnost a celková orientace. Průměrná hodnota včetně SD, kterou pacienti v testu dosahovali, činila 20,3 ±4,3 bodu na počátku rehabilitace a 24,7 ±3,5 bodu na konci rehabilitace. Medián celkového skóre byl 21,5 bodů na počátku a 25 bodů při ukončení. Modus celkového skóre byl u prvního měření 22 bodů a při druhém měření 28 bodů. Přestože se u mediánu i průměrné

hodnoty oba bodové údaje stále nachází v kategorii mírný kognitivní deficit, nelze přehlédnout jasně vzestupnou tendenci zlepšení kognitivních funkcí během prvních pár týdnů.

Nebyla nalezena studie zkoumající přímo vliv rehabilitace na kognitivní statut v prvních pár týdnech od ataky. Výsledky jsou proto porovnávány s obdobnými studiemi, které také využívají MoCA test u pacientů po prodělané atace v akutním či subakutním stadiu. U většiny studií je experiment poskládán pouze na jednom měření (neměří se rozdíl v určitém horizontu, nýbrž se například srovnává validita MMSE a MoCA apod.).

Shen a kolektiv (2016, s. 443) testovali pomocí MoCA testu vzorek 105 pacientů v akutním stadiu po CMP a kognitivní deficit byl prokázán u 67 z nich. To by znamenalo, že zhruba 63,8 % pacientů má kognitivní poruchu po atace. Přestože námi měřený soubor v experimentální části čítá pouze 20 jedinců, prevalence kognitivního deficitu je výrazně vyšší a objevuje se u 85 %. Barker-Collor a kol. (2010, s. 251) zkoumají, jak častý deficit je v prvních třech týdnech od mozkové ataky a udávají vysoký rozptyl, a sice mezi 25-60 %. Školoudík a kolektiv (2007, s. 384) diagnostikují kognitivní deficit v akutní fázi u 73 %, s tím že při přeměření po třech měsících byl detekován pouze u 21 %.

Další studii, týkající se pacientů po atace v akutním až subakutním stadiu, vypracovali Cumming a kolektiv. Celkem naměřili 294 pacientů v období tří měsíců od ataky. Data vypovídají o tom, že u 65 % pacientů se objevuje kognitivní deficit, což je podobná tendence jakou lze vidět u studie Shena a kol. Z bodového hlediska je nejčastějším výsledkem (modus celkového skóre) 21 bodů, což je méně než v našem testovaném souboru, kde na počátku byla hodnota modusu 22 bodů a při druhém měření (stále v časovém horizontu do tří měsíců jako Cumming a kol.) 28 bodů. Věkový průměr jejich měřeného souboru byl 70,6 roku, tedy zhruba o šest let více než u našeho testovaného souboru. Autoři jsou zároveň velkými zastánci úpravy bodového skóre. Tvrdí například u subtestu na krátkodobou paměť, která je u pacientů po atace obecně známým deficitem, že se deficit projeví pouze tehdy, je-li testován dostatečně těžkým úkolem. Naopak hodnocení celkové orientace nemusí být pro pacienty až tolik složité (Cumming et al., 2011, ss. 2642-2643).

Hodnota je nicméně vyšší oproti studii, jež vypracoval Togliola a kol. (2011, s. 794). Ti měřili soubor čítající 72 pacientů v akutním stadiu, přesněji v časovém horizontu průměrně 8,5 dne od ataky. Průměrná hodnota MoCA testu včetně SD byla $17,8 \pm 6,3$ bodu. Celkové skóre je nižší než v naší studii, kde průměr bodů včetně SD činí $20,3 \pm 4,3$ bodu na počátku a $24,7 \pm 3,5$ bodu po třech týdnech.

Blackburn a kolektiv měřili pacienty po CMP v akutní fázi (max. 3 dny od ataky). Do jejich studie bylo zařazeno 37 pacientů bezprostředně po atace, přičemž průměrné dosažené skóre testu včetně SD bylo $20,22 \pm 5,15$ bodu. Průměrná hodnota jejich měření se nejvíce shoduje s námi naměřenou průměrnou hodnotou během prvního měření, shodujeme se tudíž i v časovém horizontu měření. Dle jejich výsledku 70 % pacientů je vyhodnoceno a klasifikováno s kognitivním deficitem. Vyššího skóre, tj. $21,80 \pm 4,41$ bodu (včetně SD), potom dosahovala skupina 50 pacientů, kteří byli diagnostikováni na pomezí TII a CMP (Blackburn et al., 2012, s. 114).

Benaim a kolektiv testovali kognici u padesáti pacientů po ischemické mozkové příhodě. Všichni testovaní probandi byli hospitalizováni na rehabilitačním lůžkovém oddělení v rozmezí prvních sto dní od ataky. Přestože se jedná o širší časový horizont, výsledek je velmi podobný naší studii. Průměrná hodnota MoCA testu včetně SD byla 21 ± 5 bodů. Kritériem pro měření byla úplná nepřítomnost afázie (Benaim a kol., 2015, ss. 79, 80).

Pasi a kolektiv testoval v akutní fázi 207 pacientů (113 z nich bylo do studie zařazeno), přičemž testování se uskutečnilo do 5-7 dní od ataky. Zahrnuti byli pacienti s lézí ischemickou i hemoragickou. Průměrné skóre MoCA testu včetně SD bylo 18 ± 7 bodů, opět celkově nižší výsledek oproti námi testovaným pacientům. Autoři se také přiklání k názoru, že frekvence mírné kognitivní poruchy je nadhodnocená a měla by se upravit bodová hranice pro detekci (Pasi et al., 2013, s. 1522).

Leśniak et al. (2008, s. 359) sice netestovali pacienty pomocí MoCA testu, ale k zhodnocení kognice využívali vlastní škálu testů. Nicméně prováděli testování v podobném časovém horizontu našemu experimentu. Kognitivní testování proběhlo v rozpětí 7-14 dní od ataky. Dle jejich výsledků je nejčastěji postiženou kognitivní doménou pozornost, krátkodobá paměť a exekutivní funkce. Po opětovném měření po jednom roce byla pozornost stále nejvíce poškozenou doménou. Je důležité vzít v potaz fakt, že kognitivní deficit v oblasti pozornosti a krátkodobé paměti sekundárně způsobují sekundární problémy v každodenním životě a potažmo v rehabilitaci. Leśniak se dle svých výsledků domnívá, že nejvíce poklesne během prvního roku deficit v exekutivních funkcích (Leśniak et al., 2008, s. 359).

Je možné, že většina studií dosahuje nižších výsledků v průměrném skóre oproti našemu výstupu, protože zahrnuje širší spektrum pacientů. Nebyla nalezena žádná konkrétní práce se stejně postaveným experimentem, kdy by se měřil jak MoCA test, tak chůzové parametry. Právě kvůli měření chůzových parametrů se kritériem pro zařazení stal pacient schopný vertikalizace. V ostatních studiích mnohdy autoři sami upozorňují na široké spektrum pacientů,

keré zahrnuje jako těžké kognitivní, tak motorické deficity či komorbidní stavy. Pro vysvětlení z klinického hlediska víme, že pohybová aktivita pozitivně stimuluje činnost kognitivních funkcí na podkladě zvýšeného prokrvení mozkové tkáně (Ploughman, 2008 in Dařová a Vařeková, 2014, s. 212, Coco, Lopez a Carrao, 2016, s. 111, Ji et al., 2017, s. 2). Navíc během rehabilitace s každou další aktivitou stimuluje v konečném důsledku neuroplasticitu, a tedy i kognitivní funkce (Belda-Lois et al., 2011, s. 2, 3).

Přesná znalost a lokalizace kognitivní léze může pomoci najít cílenou léčbu pro pacienta (Barker-Collo et al., 2010, 251, Chiti a Pantoni, 2017, s. 3138). Z hlediska ekonomického je prokázáno, že pacienti s kognitivním deficitem stráví hospitalizací více času než pacienti bez kognitivního deficitu. Navíc častěji bývají rehospitalizováni oproti skupině bez deficitu (Claesson et al., 2005, s. 106).

Studie se shodují, že více zachovaná pozornost, jedna z hlavních domén kognice, je spojena s funkčními výsledky v motorickém projevu pacienta (rovnováha, motorické dovednosti apod.) (Barker-Collo et al., 2010, s. 251).

5.2 Diskuze k druhé hypotéze

- **H₀2: U pacientů s CMP nedošlo po třech týdnech rehabilitace ke změně parametrů chůze měřených na chodícím pásu Zebris.**

Obnovení chůze je jeden z primárních rehabilitačních cílů u jedinců po CMP s motorickým deficitem. Mobilita pacienta je zcela esenciální pro nezávislý a plnohodnotný život (Patterson et al., 2008, s. 221). Pacienti po atace s perzistujícím motorickým deficitem využívají ke zvýšení stability a dosažení lokomoce různých kompenzatorních strategií (Rinaldi a Monaco, 2013, s. 1). Objevuje se narušená koordinace náboru jednotlivých svalů, která se projevuje neschopností aktivovat svaly selektivně. Tato diskrepance ve volní kontrole způsobuje abnormální propojení kloubů na paretické straně a ovlivňuje celkový motorický výkon (Dyer et al., 2014, ss. 1, 2). Ztráta nezávislé kloubní kontroly je charakteristickým znakem poruchy pohybu po mrtvici. Je všeobecně podporována teze ohledně zvýšeného zapojování nepoškozených okruhů v kortexu po atace. Tato zapojení se postupně snižuje v závislosti na délce rehabilitace (Yao et al., 2009, s. 490). Intenzivní rehabilitace v akutní a subakutní fázi podněcuje spontánní regeneraci a neuroplasticitu (Burget, 2015, s. 70).

Neexistuje přesný odhad prevalence motorického postižení po cerebrovaskulární atace. Zhruba polovina pacientů trpí synkinézami, abnormálním svalovým tonem nebo dokonce sekundárními deformitami (Boudarham et al., 2013, s. 1).

V našem experimentu byla nulová hypotéza zamítnuta, neboť po rehabilitaci došlo k signifikantnímu zvýšení hodnot u následujících parametrů chůze:

- délka kroku (*step length*)
- délka dvojkroku (*stride length*)
- rychlost (*velocity*)
- *single support line*
- *length of gait line*

Dále došlo k signifikantnímu rozdílu ve změně distribuce tlakového a silového působení jednotlivých segmentů plosky chodidla (konkrétně v zatížení segmentů zadonoží a přednoží) během stojné fáze na paretické i neparetické dolní končetině.

Nebyly nalezeny vědecké studie, které by se shodovaly s naším experimentem a zabývaly se konkrétním zhodnocením časoprostorových charakteristik chůze v akutním a subakutním stadiu u pacientů po CMP, a sice konkrétně před a po propuštění z rehabilitačního oddělení. Většina studií koncipuje měření pro pacienty v chronické fázi, popřípadě sleduje na chůzových charakteristikách různé vlivy terapií. Pro srovnání s našimi výsledky tudíž byly vybrány práce, ve kterých se jedná o jednorázové měření v subakutním stadiu anebo o studie, kdy jsou pacienti měřeni při co nejbližší průměrné rychlosti chůze našemu měření. Srovnání dat by tak mělo být co nejvíce validní.

Mnoho autorů charakterizuje chůzi hemiparetiků velmi obecně, a sice sníženou rychlostí, asymetrií v délce kroku, zvýšenou šířkou kroku, změnou poměru stojné a švihové fáze mezi paretickou a neparetickou dolní končetinou (Rinaldi a Monaco, 2013, s. 1, Balaban a Tok, 2014, ss. 1-3, Savin, Morton a Whittal, 2013, s. 2, Druzbecki et al., 2016, s. 4860, Olney a Richard, 1996, s. 137, Woolley, 2001, s. 2). Tyto obecné charakteristiky se nám zčásti podařilo potvrdit naším experimentem. Signifikantně významně se změnily parametry délka kroku (potažmo dvojkroku) a rychlost. Významná změna se nicméně neobjevila u symetrizace rotace chodidel, kadence a šířky kroku, což jsou další parametry obecně charakterizující lokomoční projev. Například kadence, kterou Boudarham a kolektiv (2013, ss. 2, 3) dává do souvislosti s rychlostí chůze, byla téměř beze změny. K symetrizaci rotace chodidel mírně došlo, avšak nejednalo se o statisticky významné hodnoty. Průměrná hodnota šířky kroku včetně SD dosahovala $9,9 \pm 4,1$

cm před rehabilitací a $9,7 \pm 4,1$ cm po rehabilitaci. Opět se jedná o minimální změnu, přestože bychom očekávali zúžení báze. K tomu dochází s přibývajícím jistotou lokomočního projevu, neboť šířka kroku reflektuje schopnost rovnováhy (You a Chung, 2014, ss. 922, 923). Překvapivě nevyšla signifikantně významná změna poměru stojné a švihové fáze (a jejich dílčích částí). Nicméně pro změnu biomechaniky chůze u měřených pacientů svědčí parametry *single support line* a *length of a gait line* a změna distribuce síly a tlaku na plošce během stojné fáze.

Délka kroku (*step length*) včetně SD se zvýšila z průměrných $35,2 \pm 10,4$ cm na neparetické DK na $40,3 \pm 11,8$ cm a z $35,9 \pm 9,9$ cm na paretické DK na $41,2 \pm 11,9$ cm. Lee a kolektiv (2014, s. 1213) srovnávali délku kroku u pacientů po atace a „zdravých“ jedinců. Soubor pacientů po atace měl průměrnou délku kroku $44,5 \pm 5,58$ cm, což je méně oproti kontrolní skupině, která měla délku $53,3 \pm 3,33$ cm. Boudarham a kolektiv (2013, s. 2) také srovnávali pacienty po atace a kontrolní „zdravou“ skupinou a vyšla jim výrazně vyšší délka kroku, konkrétně $50 \pm 9,9$ cm u hemiparetiků a 65 ± 5 cm u kontrolní skupiny. Limitem interpretace je ale délka od ataky, neboť se jedná o pacienty v chronickém stadiu. Tyrell a kolektiv (2011, ss. 397, 399) dávají do souvislosti délku kroku a rychlost chodícího pásu. Se vzrůstající rychlostí chůze dochází k symetrizaci krokového cyklu a prodloužení délky kroku.

Rychlost (*velocity*) včetně SD se v našem experimentu také signifikantně zvýšila, a to z $1,6 \pm 0,5$ km/h na $1,8 \pm 0,6$ km/h. Námi naměřená hodnota je výrazně nižší oproti studii Leeho a kolektivu (2014, s. 1213), kdy pacienti po atace měli subjektivně komfortní rychlost při $2,6 \pm 0,3$ km/h. Boudarham a kolektiv (2013, s. 2) také naměřil průměrnou rychlost vyšší, a sice $2,8 \pm 0,9$ km/h. Tento parametr je ovšem hodně diskutabilní, neboť jsme pacienty měřili při subjektivně komfortní rychlosti, což je velkým limitem této práce. Potvrzujeme tím sice obecně uznávanou pravdu ohledně zvýšení rychlosti chůze v závislosti na intenzivní rehabilitaci, avšak samotná hodnota nemá přesnou výpovědní hodnotu. V literatuře se objevuje navíc fakt, že pokud si pacient bude moci zvolit rychlost chůze sám, potom se bude pohybovat rychlostí subjektivně „příjemnou“, která ovšem bude podporovat kompenzační mechanismy a asymetrii krokového cyklu (Rinaldi a Monaco, 2013, s. 2). Pokud je obecně rychlost chůze snížena, centrální nervový systém hledá možnost jak přes vzniklé kognitivní a motorické patologie znovu nalézt z hlediska biomechaniky koordinaci a rovnováhu mezi proximálními a distálními

segmenty. Právě zvýšení rychlosti anebo rytmický auditorní podnět může napomoci symetrizaci chůze (You a Chang, 2015, s. 922).

Single support line je parametr odvozený z *butterfly diagramu* a jedná se o číselný zápis hodnot stejné fáze chůze pro danou dolní končetinu na základě změny polohy COP. *Length of a gait line* je parametr hodnotící vyjádření změny polohy COP pro danou dolní končetinu, jenž je odvozen od reakčních sil působících na podložku (Kolářová et al., 2014, s. 43). Symetrizace těchto parametrů poukazuje na lepší schopnost pacienta pracovat s vlastním těžištěm. Pohyb COP představuje jakousi neuromuskulární odezvu, která reflektuje schopnost udržet rovnováhu a kontrolovat pohyb. Amplituda COP při chůzovém cyklu je charakterizována specifickým *butterfly diagramem* (příloha 3), který zahrnuje symetrii stejné fáze, přenášení váhy během švihové fáze a odráží celkovou stabilitu jedince (Chisholm, Perry a McIlroy, 2011, s. 2). Časoprostorové charakteristiky chůze úzce souvisí s jistotou a sebedůvěrou pacienta (Rinaldi a Monaco, 2013, s. 2). Wang a kolektiv (2017, s. 7) poukazují, že trajektorie COP může být ovlivněna strachem z pádu. Pacienti s předchozím pádem v anamnéze nedosahovali takové symetrie pohybu COP, což je přikládáno právě vlivu strachu na lokomoční projev.

Změně distribuce tlakového a silového působení jednotlivých segmentů plosky chodidla (konkrétně v zatížení segmentů zadonoží a přednoží) během stejné fáze na paretické i neparetické dolní končetině poukazuje právě na změnu biomechaniky a odvalu plosky. Vlastní instabilita paretické DK může vést k rychlému posunu hmotnosti těla na končetinu zdravou, což vyvolává asymetrii ve stejné a švihové fázi mezi oběma končetinami. Z této asymetrie pramení snížená propulzní síla paretické dolní končetiny během chůze (Tyrell, 2011, s. 399).

Přestože jsme prokázali změnu vybraných parametrů chůze, je třeba zohlednit fakt, že momentální chůzový projev může být ovlivněn mnoha faktory – únava, strach, nedostatek sebedůvěry, deprese či celková dekonidice. Všechny tyto okolnosti by se měly brát k zamyšlení při interpretaci analýzy chůze (Boudarham et al., 2013, ss. 1, 2). Pacienti po cerebrovaskulární atace jsou snáze a rychleji unavitelní, přičemž motorický deficit se prohlubuje s únavou (Boudarham et al., 2013, s. 2).

Dalším významným limitem naší práce je nesourodost měřeného souboru, která může omezit interpretaci dat z více aspektů. Jedná se o pacienty velmi variabilního motorického projevu s různou lokalizací vzniku léze a rozličnou funkční úrovní. Větší část pacientů kromě standartní rehabilitace měla každodenní přístrojovou terapii chůze. Právě to snižuje zobecnitelnost našich dat, neboť tím nejsou dodrženy stejné podmínky pro všechny měřené pacienty. Z hlediska efektivity terapie by bylo vhodné, aby přístrojová terapie byla zařazena

u co nejvíce pacientů, pokud to jejich zdravotní stav umožní. Mehrholz et al. provedl metaanalýzu 23 randomizovaných studií zahrnující celkem 999 pacientů po CMP a dle jeho srovnání nejlepší metodou v terapii soběstačné chůze je tradiční terapie spolu s robotickou přístrojovou fyzioterapií. Přístrojová rehabilitace vykazuje nejvyšší přínos během akutního a subakutního stadia, tedy zhruba v horizontu tří měsíců od ataky specifiky u pacientů, kteří zpočátku nebyli schopni chůze (Mehrholtz et al., 2013 in Vařeka, 2016, s. 171).

5.3 Diskuze ke třetí hypotéze

- **H₀₃: Neexistuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí a změnou parametrů chůze po rehabilitaci**

Ve třetí hypotéze, stěžejní vzhledem k tématu práce, jsme se zabývali korelací mezi změnou kognitivních funkcí a změnou parametrů chůze. Vyšlo nám, že hypotézu nelze zamítnout, neboť nebyla prokázána signifikantně významná korelace mezi zkoumanými parametry. Vzhledem k nízkému počtu testovaných probandů ale nelze tento výsledek interpretovat v obecně platný závěr. Dle dostupných literárních pramenů je nanejvýš pravděpodobné, že lokomoce je výsledkem nepřetržité interakce mezi kognicí a motorickými dovednostmi jedince (Mauritz, 2004, s. 165).

Předchozí hypotéza nám potvrdila obecně platnou tezi, že základní časoprostorové charakteristiky chůze jako rychlost, kadence a délka kroku jsou ovlivnitelné pravidelným motorickým tréninkem (Liu et al., 2016, s. 3). Je však důležité podívat se na problematiku i z kognitivního aspektu. Samotná lokomoce nezahrnuje prostou chůzi, jedná se o široké spektrum pohybového projevu zahrnující selektivního přenášení váhy z jedné nohy na druhou, přesuny ze sedu do stoje, otáčení, vědomé zahájení a zastavení lokomoce. Ke všem těmto dílčím úkonům je zapotřebí kognitivních funkcí. Ty totiž definují samotné provedení, konkrétně rychlost, flexibilitu, modifikaci a okamžitou adaptaci na zevní podmínky (Mauritz, 2004, s. 165). Kognitivní flexibilita umožňuje nejen zaměření na cíl a vypracování pohybového plánu, ale i schopnost měnit plán a selektovat irelevantní informace během pohybu, to vše je zcela zásadní pro efektivitu chůze (Ursin et al., 2015, s. 207). Právě mezi kognitivní flexibilitou a základním měření chůze byla zjištěna pozitivní korelace. Více komplexní úkolů a více požadavků na exekutivní funkce koreluje s vyšší inhibiční reakcí, větším plánováním a regulací chování. Zvláště v náročnějších environmentálních podmínkách je kladen větší důraz na

zmíněné vyšší kognitivní a exekutivní dovednosti (Verstraeten, Mark a Sitskoorn, 2016, ss. 2, 4, 7).

Kognitivně motorické úkoly a dual-task úkoly hrají v lidském životě velmi podstatnou roli. Chůze za současného mluvení, používání mobilního telefonu, sledování dopravy – to všechno jsou situace, kterým je jedinec každodenně vystaven a vyžadují souhru kognitivních a motorických funkcí. Právě snížená kapacita pro dual-task úkoly a celkově zhoršená schopnost přizpůsobit se měnícím se podmínkám prostředí může jedince značně omezovat v návratu do běžného života. Provádění dvou úkonů současně může zhoršovat výkon chůze. Předpokládá se, že konvenční fyzioterapeutická intervence zahrnující různé druhy terapií může zvyšovat motorickou kapacitu a současného snižování nároků na pozornost při jejich provádění (Liu et al., 2016, ss. 1, 4).

Existuje propojení mezi exekutivními funkcemi, pozorností, kognitivní flexibilitou, regulací chování, plánováním a chůzí a balancí. Vyšší kognitivní status determinuje lepší funkční výsledky po cerebrovaskulární atace. Zvláště v akutní fázi jsou zachovalé kognitivní funkce zásadním faktorem pro dlouhodobý motorický výsledek (Verstraeten, Mark a Sitskoorn, 2016, s. 4). Kognitivní deficit, především pozornost a paměť, s nimiž je provázáno naplánování pohybového programu, může avizovat posturální nestabilitu spojenou s rizikem pádu (Montero-Odasso et al., 2012, s. 3, Coppin et al., 2006, s. 6, Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, s. 330).

Práce Inmana a kolektivu charakterizuje důležité odlišnosti mezi spojením drah motorické kontroly mezi zdravými jedinci a jedinci s cerebrovaskulární atakou v anamnéze. Hlavním zjištěním je skutečnost, že u pacientů po atace dochází ke snížení spojů mezi parietální kůrou a primární motorickou a suplementární kůrou. Frontoparietální okruh zodpovídá za výběr, přípravu a provedení pohybů na základě vizuální a proprioceptivní informace a pozornosti. Na základě těchto poznatků se můžeme domnívat, že motorický deficit pramení z nedostatečné konektivity a disharmonie mezi vyššími řídicími centry a primární motorickou sítí. Zároveň se prokazatelně zhoršuje konektivita mezi suplementární motorickou areou a ipsilaterálním premotorickým kortexem, což v konečném důsledku ovlivňuje představu a exekutivní kontrolu úkolů. Individuální rozdíly mezi pacienty po mozkových atakách nasvědčují, že funkční variabilita reorganizace neuronové sítě je velmi různorodá (Inman et al., 2012, ss. 233, 235, 236).

Na základně první a druhé hypotézy se dá očekávat určitý trend ve změně kognitivních funkcí a změnou chůzových parametrů před a po rehabilitaci. Z důvodů malého vzorku pacientů

v měřeném souboru ovšem nebyla prokázána signifikantně významná korelace mezi oběma měřenými složkami. Dle dostupných zdrojů víme, že jakýkoliv pohybový vzor vyžaduje paměťové stopy, zrakové informace a určitou rychlost v kognitivním zpracování (Atkinson, 2007, s. 848). Kvalita chůze je potom z kognitivního hlediska ovlivněna plánováním, volbou adekvátního programu a monitorováním okolí (Yogev-Seligmann, Hausdorff a Giladi, 2008, s. 330). Facilitace kognitivní kapacity vede k celkovému zlepšení pacienta (Xu et al., 2013, s. 320). Rehabilitace by proto měla být založena na optimálním výběru pohybové a kognitivní terapie, která by vedla ke zvýšení vzájemné integrity (Inman et al., 2012, s. 236).

5.4 Diskuze ke čtvrté hypotéze

- **H₀4: Neexistuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a vzděláním pacientů s CMP**

V našem experimentu nebyla potvrzena signifikantní závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci v závislosti na vzdělání pacientů.

Obecně nepanuje jednotné přesvědčení ohledně vlivu vzdělání na úroveň kognitivních funkcí po cerebrovaskulární atace. Přestože náš experiment tuto tezi nepotvrdil, zdá se být nejspíše pravděpodobné, že vyšší úroveň vzdělání může korelovat s lepším kognitivním statusem po CMP (Jaillard et al., 2010, s. 420). Předpokládá se totiž, pacienti s vyšší mírou vzdělání mají jakousi větší rezervní kognitivní kapacitu, a tudíž pro ně může být snadnější kompenzovat poškození (Zulkifly et al., 2016, s. 13). Sachdev a kolektiv (2004, s. 1622) považují vzdělání za ochranný faktor při ubývání kognitivních funkcí po iktu. Nízký stupeň vzdělání spojují zejména s úbytkem paměti a pozornosti. Navrhují proto úroveň vzdělání zohledňovat jako možný indikátor kognitivní rezervy. Naproti tomu někteří autoři nedefinují délku vzdělání jako určující faktor, nýbrž hodnotí typ zaměstnání. Větší kognitivní deficit přisuzují manuálně pracujícím jedincům (Sun et al., 2014, s. 5, Zulkifly et al., 2016, s. 12). Sun, Tan a Yu (2014, s. 4) upozorňují, že vyšší stupeň vzdělání sice může podpořit vyšší výsledek v MoCA testu, avšak nemusí zákonitě mít dopad na míru kognitivního poškození po cerebrovaskulární atace. Stejně tak Lésniak a kolektiv upozorňují, že mezi vzděláním a kognitivním statusem nemusí být jasná spojitost (Leśniak et al., 2008, s. 359).

Vzdělání samo o sobě je nedílnou komponentou úspěšného kognitivního stárnutí a jedním z hlavních protektivních faktorů u demence (Stern, 2009 in Zahodne, Stern a Manly, 2015, s.

649). Vyšší stupeň vzdělání se spojuje s pomalejším kognitivním úpadkem během stáří. Zásadním vlivem je nejen délka vzdělání, ale i časnost vzdělávání, která by měla být od raného vývoje jedince (Zahodne, Stern a Manly, 2015, ss. 655, 656).

Studie provedená ve Švédsku na zdravé populaci v rozmezí let 65-85 přisuzovala vyšší skóre v MoCA testu převážně jedincům s vyšším vzděláním a mladším věkem. Stupeň vzdělání a věk se jeví jako determinující faktory úspěšnosti (Borland et al., 2017, ss. 894, 896).

V našem experimentu nebyl prokázán signifikantní vliv vzdělání na kognitivní statut pacienta. Nicméně dle prozkoumaných literárních zdrojů by se mohlo jednat o do jisté míry predikující faktor zachování kognitivních funkcí po cerebrovaskulární atace.

5.5 Diskuze k páté hypotéze

- **H₀5: Neexistuje závislost mezi změnou kognitivních funkcí po rehabilitaci a věkem pacientů s CMP**

Přestože nevyšla statisticky významná závislost mezi změnou kognitivních funkcí a věkem pacientů, dle literatury je mezi těmito atributy očividná spojitost. Mnoho autorů (Zulkifly et al., 2016, s. 12, Pohjasvaara, 1998, s. 261, Gottesman a Hillis, 2013, s. 4, Danovska et al., 2012, s. 291) vidí přímou úměru ve věku a kognitivním deficitem po CMP. Na základě toho navíc predikují funkční výsledky pacientů. Vychází z poměrně jednoduché premisy – starší lidé mají sníženou kognitivní kapacitu již před atakou a celý proces úbytku kognice může být po atace ještě rychlejší. Zhoršenou kognici doprovází horší funkční výsledky pacientů a obtížnější rehabilitace (Zulkifly et al., 2016, s. 13). Kognice pracuje na trojím principu, a sice umožňuje podnět vnímat, zpracovat a adekvátně odpovědět. Se stářím se přirozeně snižuje konektivita a integrita neuronálních sítí. V závislosti na věku může klesat výkonnost každé ze zmíněných složek. Neurodegenerativní procesy, jako je například i mozková příhoda, opravdu mohou tyto přirozené změny urychlovat (Murman, 2015, ss. 3, 8). U starší populace se navíc projevuje signifikantní snížení schopnosti vykonávat multi-tasking aktivity (Falbo et al., 2016, s. 2).

Wagle a kolektiv přináší velmi osvětlující pohled na problematiku věku. Vysvětlují, že mladší jedinci mají lepší funkční prognózu, a sice vzhledem k mnoha okolnostem - jedná se většinou o jedince, kteří jsou méně komorbidní a utrpěli v rámci iktu méně komplikací.

Neomezují se tím na věk jakožto kategorizační prvek, ale snaží se brát na zřetel všechny okolnosti a posoudit pacienta v kontextu celkového stavu (Wagle et al., 2011, s. 384).

Fyzická aktivita je důležitá pro zachování kognitivních funkcí ve stáří. Velmi užitečnou roli hrají především aerobní aktivity (Falbo et al., 2016, s. 2). Pravidelné cvičení a kognitivně stimulační činnosti mají pozitivní vliv na snížení dopadu neurodegenerativních procesů a stimulují neuroplasticitu (Murman, 2015, s. 11).

Přestože dle našeho experimentu nevyšel věk jako signifikantní faktor úrovně kognitivních funkcí, dle dostupné literatury je třeba jej brát v úvahu. Dá se předpokládat, že starší lidé mohou mít sníženou integritu a kapacitu kognitivních funkcí. Tento fakt je vhodné zvážit při plánování adekvátní terapeutické intervence, ale je důležité neomezit se na číslo jako determinující parametr (Wagle et al., 2011, s. 384).

5.6 Diskuze k šesté hypotéze

- **H₀₆: Neexistuje závislost mezi změnou parametrů chůze po rehabilitaci a věkem pacientů s CMP**

Opět nevyšla statisticky významná závislost mezi parametry chůze a věkem pacientů. Přesto se dá mezi těmito atributy očekávat jistá korelace. S přibývajícím věkem můžeme předpokládat zhoršení pohybu, přinejmenším po kvalitativní stránce provedení. Přirozeně dochází k strukturálním, chemickým a funkčním změnám v centrální nervové soustavě. Zvýšený věk mění variabilitu v motorické kontrole, dochází ke změnám strukturálním integrity neuronových vláken (Holtrop et al., 2014, s. 86). Ubývá rozmanitosti motorického projevu jedince, pohyby se stávají pomalejšími a „chudšími“ (Hortobágyi, Olmo a Rothwell, 2006, s. 327, Falbo et al., 2016, s. 6). Mění se jejich přesnost a efektivita, což postupně jedince může čím dál tím více limitovat v každodenním životě (Holtrop et al., 2014, s. 86). V důsledku stárnutí nervové soustavy dochází k modifikaci inhibiční kontroly a objevuje se větší svalová koaktivita, která funguje jako stabilizační prvek pro vykonání dříve zcela automatických pohybů. Dochází tím k jakési morfologické modifikaci umožňující jedinci stále funkční pohyb (Hortobágyi, Olmo a Rothwell, 2006, ss. 322, 323, 327). Pro starší jedince je náročnější integrovat motorické a kognitivní nároky do jednoho (Falbo et al., 2016, s. 6). Paradoxně na druhé straně vyžadují více kognitivních zdrojů pro vykonání motorických úkonů (Hübner a

Voelcker-Rehage, s. 2) a chůze tak podléhá větší motorické kontrole (Montero-Odasso et al., 2009, s. 2).

Náš experiment nepotvrdil závislost mezi změnou parametrů chůze a věkem pacientů. S přihlédnutím na neurofyziologické poznatky vlivu stáří na motorický projev jedince bychom měli věk zohlednit v rámci komplexního pohledu na pacienta. Avšak neměli bychom brát věk jako limitující faktor pro terapii.

5.7 LIMITY STUDIE

Literatura na dané téma obsahuje nevyčerpatelné množství teoretických poznatků, avšak velmi omezené množství je založené na praktickém výzkumu. Přestože se podařilo vystavět vcelku neotřelý experiment, praktická realizace je limitovaná především velikostí měřeného souboru. Malý vzorek pacientů zamezuje generalizovat výsledky a zobecnit interpretaci naměřených dat.

Implementace teoretických poznatků nemusí být plně relevantní vzhledem k mnoha okolnostem. Limitem pojmím se s realizací experimentu je nesourodost souboru, a to v mnoha jeho ohledech. Interval měření všech probandů nebyl stejný (jednalo se o rozpětí dvou až tří týdnů). Hodnoceni byli pacienti variabilního motorického projevu, s různou lokalizací vzniku léze a rozličnou funkční úrovní. Větší část pacientů kromě standartní rehabilitace měla každodenní přístrojovou terapii chůze. Právě to omezuje exaktnost experimentu a následnou zobecnitelnost našich dat, neboť tím nejsou dodrženy stejné podmínky pro všechny měřené pacienty.

Samotná analýza chůze pomocí chodících pásů je do určité míry vždy zkreslená (Sloot, Krogt a Harlaar, 2014, s. 939). Víme, že běžná chůze je ovlivněna kvalitou opory stejně jako odporem prostředí (Véle, 2006, s. 353). Chodící pás předkládá jasně definované prostředí a popírá environmentální faktory, které se na chůzi odrážejí. Přes očitou zkreslenost ale treadmill nabízí velmi účinnou možnost, jak kvantifikovat chůzové parametry. Paradoxně právě odebrání environmentálních vlivů ale nastavuje stejné výchozí podmínky pro všechny pacienty (Donath et al., 2016, s. 2).

Je nutné brát v potaz, že samotná zhodnocení mají opravdu pouze kvantifikační hodnotu a má napomáhat při identifikaci příčiny odchylky (Simons, 2004, s. 1870). Naměřené časoprostorové parametry evaluují odchylky chůze u pacientů (Gouelle, 2014, s. 665). Teprve na správné detekci příčiny závisí úspěšná léčba (Simons, 2004, s. 1871).

Momentální chůzový projev může být ovlivněn mnoha faktory (např. únava, strach, nedostatek sebedůvěry, deprese či celková dekonidice). Všechny tyto okolnosti by se měly brát k zamyšlení při interpretaci analýzy chůze. Pacienti po cerebrovaskulární atace jsou snáze a rychleji unavitelní, přičemž motorický deficit se prohlubuje s únavou (Bouardham et al., 2013, ss. 1, 2).

Měření kognice má taktéž své limity. Předmětem diskuze může být i samotné použití MoCA testu. Jak již bylo zmíněno dříve, MoCA test má vysokou senzitivitu pro detekci kognitivních poruch po CMP a jeho použití začíná pomalu vytěšňovat právě tradičně užívaný MMSE (Demeyere et al., 2016, s. 306). Úskalím testu je ovšem nízká specifita (Godefroy et al., 2017, s. 1716). Jedná se o čistě základní screeningový nástroj, který nabízí velmi povrchní klasifikaci a je nutné brát v úvahu omezenost jeho kompetencí (potažmo MMSE). MoCA test neposuzuje afázi, neglect, poruchy čtení a psaní či apraxie apod. Tyto poruchy není možné v rámci základní diagnostiky detekovat kvůli různým faktorům. Vzhledem k časové náročnosti není vhodné zatěžovat pacienty v akutním stadiu dlouhým vyšetřením a dále ze socioekonomického hlediska by byly kladeny vysoké nároky na vyškolení examinátorů. Právě proto by tyto domény měly být eventuálně předmětem detailnějšího neurologického vyšetření (Demeyere et al., 2016, ss. 306, 307, Shopin et al., 2013, s. 37). Pro zvýšení rychlosti při vyplňování se objevují zkrácené verze MoCA testu, které by neměly mít vliv na senzitivitu a specifitu testu. Jejich rozšířenost je však minimální. Test zároveň není vypovídající ohledně intelektu pacienta, nehodnotí rychlost zpracování informací a jeho neverbální paměť (Chiti a Pantoni, 2017, s. 3138).

Dále je nutné brát na zřetel, že všechny zmíněné kognitivní problémy, které sice nejsou přímo předmětem testování, zásadně ovlivňují celkové dosažené skóre MoCA testu. Pacient s afázií ztrácí skóre v dílčích oddílech jako je řeč anebo paměť. Pacienti s neglectem mohou opomíjet pro jednu stranu stránky testu a mohou ztratit body např. v „testu stezky“ (součást subtestu prostorová orientace/zručnost) (Demeyere et al., 2016, s. 307).

Právě senzitivita je velmi zásadní kvalitou MoCA testu, neboť určuje, kteří další pacienti by se měli podrobit dalšímu posouzení. Diskutovanou kontroverzí je potom mezní hranice pro „normální stav“ (Cumming et al., 2013, s. 127, Godefroy et al., 2017, s. 1716). Stávající bodové skóre pro hranici kognitivního deficitu je 26 bodů. Cumming a kol. potvrzují největší specifitu a senzitivitu testu na hranici 23/24 bodů. Poukazují na tzv. *stropní efekt testu* – skupina nacházející se v horní části spektra měření může mít zkreslené hodnocení, protože v horní části nedochází k řádné diferenciaci skóre adekvátně k míře deficitu (Cumming et al., 2013, s. 128).

Na druhé straně je zde menší riziko falešně negativních výsledků, kdy pacient může mít kognitivní deficit, ale dle screeningového testování bude jeho statut vyhodnocen jako normální (Godefroy et al., 2017, s. 1716). MoCA test se jeví senzitivnější pro léze pravé mozkové hemisféry, protože detekuje pozornostní a vizuospatiální deficit, který je pro tuto hemisféru typičtější (Cumming et al., 2013, s. 127).

Testování nemusí být vždy validní, neboť může být stejně jako chůzový projev ovlivněno mnoha faktory. Patří sem například celková malátnost, bolest hlavy, únava, psychika apod. Žádné standardy zatím nedefinují, kdy je nejvhodnější kognitivní funkce po atace testovat (Pasi et al., 2013, ss. 1, 2).

Námi vystavěná koncepce experimentu není dle literárních zdrojů častá a nabízí praktický náhled do problematiky kognitivních aspektů chůze po cerebrovaskulární atace. Praktická realizace experimentu by ovšem potřebovala více sjednotit podmínky měření, především timing vstupního a výstupního měření a jednotnost konvenční terapie. Nutností pro eventuální pokračování výzkumu v budoucnu by bylo rozšíření měřeného souboru.

5.8 KLINICKÉ POZNATKY

Hlavní přínos této práce tkví v objasnění vzájemné integrity kognitivní a motorické složky a jejím vlivu na lokomoční projev pacienta po cerebrovaskulární atace. Přestože se nepodařilo jasně objektivizovat korelace mezi zlepšením kognitivních funkcí a parametrů chůze před a po ukončení rehabilitace, náš závěr nelze generalizovat. Důvodem jsou spíše limity experimentu. Je nanejvýš jasné, že kognice a motorika jsou dva navzájem nedílně propojené atributy téže entity.

Již Véle upozornil (2012, s. 38), že terapie „musí vycházet z jednoty mezi pohybem a myslí a z obousměrného psychofyziologického korelátu“. Přesto terapeutická intervence mnohdy tradičně cílí pouze na obnovu motoriky s odkazem na spontánní úpravu kognice během rekonvalescence. Přitom obnova kognitivní složky je mnohem pomalejší než obnova složky motorické (McDowd et al., 2003, s. 45). Včasná rehabilitace u akutních a subakutních stádiích by měla co nejvíce podněcovat neuroplastický potenciál pacienta (Young a Forster, 2007, s. 86, Burget, 2015, s. 70). Terapie by se tudíž měla opírat o ideální výběr pohybové a kognitivní terapie, která by vedla ke zvýšení vzájemné integrity těchto složek (Inman et al., 2012, s. 236).

Motorika pacienta, konkrétně chůze, je častým cílem rehabilitační intervence. Je obecně známo, že základní časoprostorové charakteristiky chůze jako rychlost, kadence a délka kroku

jsou ovlivnitelné pravidelným motorickým tréninkem (Liu et al., 2016, s. 3). Je však důležité podívat se na problematiku i z kognitivního aspektu. Mělo by být posouzeno, jestli pacient zvládne u chůze mluvit (aniž by došlo ke změně lokomočního projevu) nebo jestli veškerou svoji kognitivní kapacitu využívá na detekci okolního prostředí a vymýšlení pohybového plánu.

Teprve díky pochopení vzájemných souvislostí mezi kognicí a motorikou a jejich praktické aplikaci budeme schopni nabídnout pacientovi adekvátní terapii, která bude mnohem cílenější a pro své niance komplexnější a efektivnější.

ZÁVĚR

V této práci byly prezentovány a hodnoceny souvislosti mezi kognitivní a motorickou složkou u pacientů po cerebrovaskulární atace. Nebyly naplněny všechny dílčí cíle především kvůli limitům práce. Interpretace získaných dat má tudíž svá úskalí.

Bylo jednoznačně potvrzeno, že po rehabilitaci dochází ke změně kognitivních funkcí. Kognice je často opomíjená, odkazuje se na její spontánní úpravu a mnohdy ani nebývá předmětem vyšetření terapeuta. Zároveň víme, že právě díky kognici nám pacient rozumí, pochopí smysl terapie a lépe si osvojí nové motorické dovednosti. Z tohoto důvodu bychom měli při terapiích věnovat kognitivní složce větší pozornost.

Neprokázali jsme, že na kognitivní komponentu by měl vliv věk nebo vzdělání pacienta. Zmíněné údaje mají kvantitativní charakter, který může napomoci zhodnotit celkový stav a kognitivní rezervu, neměl by ovšem determinovat pohled na pacienta.

Potvrdilo se nám, že rehabilitace vede ke zvýšení určitých parametrů chůze. Změna těchto parametrů svědčí pro jistější lokomoční projev pacienta, upevnění jeho motorických dovedností a větší sebedůvěru. Nebylo prokázáno, že věk by podmiňoval motorické schopnosti. I přes neustále zmiňovanou provázanost kognice a motoriky nebyla prokázána signifikantní korelace mezi změnou parametrů chůze a změnou kognitivních funkcí. Výsledek je dáván do souvislosti s velikostí měřeného souboru, a proto jej není možné generalizovat v obecně platný závěr.

Pro praxi je zcela zásadní brát kognitivní a motorické dovednosti jedince jako provázaný komplex. Měli bychom mít vždy na paměti, že jedna složka s druhou neodmyslitelně souvisí a vzájemně na sebe působí. Hodnoceny by měly být tudíž společně a ne na vzájemný úkor. Terapeutická intervence by měla být založena na volbě optimální pohybové a kognitivní strategie, které povedou k maximálnímu zlepšení celkového funkčního stavu pacienta.

Problematika tohoto charakteru je velmi aktuálním tématem, které stále čerpá především z empirického poznání. Nevyužívá takové míry praktické objektivizace, která je v dnešní době možná z důvodů výrazného rozvoje přístrojové terapie. Bylo proto vhodné na výzkum navázat a za lepší standardizace vstupních kritérií měřeného souboru a mnohonásobného rozšíření počtu probandů ve studii pokračovat a potvrdit obecně platná poznání. Z praktického hlediska by hledání souvislostí mezi těmito atributy mohlo vést k lepší terapeutické rozvaze a tím mohlo by napomoci hledání adekvátních podnětů pro terapii vzhledem ke konkrétnímu deficitu pacienta.

REFERENČNÍ SEZNAM

- AL-QAZZAZ, N., ALI, S., AHMAD, S., ISLAM, S., MOHAMAD, K. 2014. Cognitive impairment and memory dysfunction after a stroke diagnosis: a post-stroke memory assessment. *Neuropsychiatric Disease and Treatment* [on-line]. 10, 1677-1691, [cit. 2018-2-10]. Doi: 10.2147/NDT.S67184. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4164290/#!po=1.61290>.
- ALI, S., ANSARI, A. N., RAHMAN, A., IMTIYAZ, S., RASHID, B. 2014. Post-Stroke Hemiplegic Gait: A Review. *The Pharma Innovation Journal* [on-line]. 3(8), 36-41, [cit. 2018-2-10]. ISSN: 2277-7695. Dostupné z: <http://www.thepharmajournal.com/archives/2014/vol3issue8/PartA/2.1.pdf>.
- AMBLER, Z. 2011. *Základy neurologie* (7. vyd.). Praha: Galén. ISBN: 978-80-7262-707-3.
- ATKINSON, H., ROSANO, C., SIMOSICK, E. 2007. Cognitive Function, Gait Speed Decline, and Comorbidities: The Health, Aging and Body Composition Study. *Journal of Gerontology* [on-line]. 62A(8), 844-850, [cit. 2017-6-10]. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mds.21720/epdf>.
- AWAD, L., BINDER-MACLEOD, S., POHLIG, R., REISMAN, D., 2015. Paretic propulsion and trailing limb angle are key determinants of long-distance walking function after stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair* [on-line]. 29(6), 499-508, [cit. 2018-4-13]. Dostupné z: doi 10.1177/1545968314554625.
- BALABAN, B., TOK, F. 2014. Gait Disturbances in Patients With Stroke. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 6(7), 635-642, [cit. 2018-2-13]. Dostupné z: doi 10.1016/j.pmrj.2013.12.017.
- BARKER-COLLO, S., FEIGIN, V., LAWES, C., SENIOR, H., PARAG, V. 2010. Natural History of Attention Deficits and Their Influence on Functional Recovery from Acute Stages to 6 Months after Stroke. *Neuroepidemiology* [on-line]. 35, 255-262, [cit. 2018-4-3]. Dostupné z: doi 10.1159/000319894
- BASTLOVÁ, P., JURUTKOVÁ, Z., TOMSOVÁ, J., ZELENÁ, A. 2015. *Výběr klinických testů pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4640-0.

- BELDA-LOIS, J. et al. 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation* [on-line]. 2011, 8(66), 1-19, [cit. 2017-6-11]. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-8-66.
- BENAIM, C. et al. 2015. The Cognitive Assessment scale for Stroke Patients (CASP) vs. MMSE and MoCA in non-aphasic hemispheric stroke patients. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* [on-line]. 58(2), 78-85, [cit. 2017-10-1]. Dostupné z: doi org/10.1016/j.rehab.2014.12.001.
- BLACKBURN, D., BAFADHEL, L., RANDALL, M., HARKNESS, K. 2013. Cognitive screening in the acute stroke setting. *Age Ageing* [on-line]. 42(1), 113-116, [cit. 2018-4-19]. Dostupné z: doi 10.1093/ageing/afs116.
- BOLER, L., ALESCIO-LAUTIER, B. 2013. Posture and cognition in the elderly: Interaction and contribution to the rehabilitation strategies. *Clinical neurophysiology* [on-line]. 44(1), 95-107, [cit. 2017-10-19]. Dostupné z: doi 10.1016/j.neucli.2013.10.129.
- BORLAND, E., NÄGGA, K., NILSSON, P., MINTHON, L., NILLSON, E., PALMQVIST, S. 2017. The Montreal Cognitive Assessment: Normative Data from a Large Swedish Population-Based Cohort. *Journal of Alzheimer's Disease* [on-line]. 59(3), 893-901, [cit. 2018-4-17]. Dostupné z: doi 10.3233/JAD-170203.
- BOUDARHAM, J., ROCHE, N., PRADON, D., BONNYAUD, C., BENSMAIL, D., ZORY, R. 2013. Variations in Kinematics during Clinical Gait Analysis in Stroke Patients. *PLoS one* [on-line]. 8(6), 1-9, [cit. 2018-4-11]. Dostupné z: doi 10.1371/journal.pone.0066421.
- BOVONSUNTHONCHAI, S., HIENGKAEW, V., VACHALATHITI, R., VONGSIRINAVARAT, M., TRETRILUXANA, J. 2012. Effect of speed on the upper and contralateral lower limb coordination during gait in individuals with stroke. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences* [on-line]. 28, 667-672, [cit. 2018-1-9]. Dostupné z: doi 10.1016/j.kjms.2012.04.036.
- BURGET, N. 2015 Využití zpětné vazby v rehabilitaci pacientů s poruchami chůze po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální terapie*. 22, 70–78. ISSN: 1211– 2658.
- CARMO, A., KLEINER, A., LOBO DA COSTA, P., BARROS, R. 2012. Three-dimensional kinematic analysis of upper and lower limb motion during gait of post-stroke patients. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* [on-line]. 45(6), 537-545, [cit. 2018-4-28]. Dostupné z: doi 10.1590/S0100-879X2012007500051.

CARR, J., SHEPHERD, R. 2011. *Neurological rehabilitation: optimizing motor performance* (2. vyd.). Edinburgh: Churchill Livingstone. ISBN 978-0-7020-4468-7.

CLAESSON, L., LINDÉN, T., SKOOG, I., BLOMSTRAND, CH. 2005. Cognitive impairment after Stroke – Impact on Activities of Daily Living and Costs of Care for Elderly People. *Cerebrovascular Diseases* [on-line]. 19, 102-109, [cit. 2018-4-28]. Dostupné z: doi 10.1159/000082787.

COCO, D. L., LOPEZ, G., CARRAO, S. 2016. Cognitive impairment and stroke in elderly patients. *Vascular health and risk management* [on-line]. 1, 105-116 [cit. 2017-2-10]. ISSN: 1178-2048. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4818041/>.

COPPIN, A, SHUMWAY-COOK, A., SACZYNSKI, J., PATEL, K., BLE, A., FERRUCCI, L., GURALNIK, J. 2006. Association of executive function and performance of dual-task physical tests among older adults: analyses from the In Chianti study. *Age and aging* [on-line]. 36(6), 619-624, [cit. 2017-11-20]. Dostupné z: doi 10.1159/000097642.

CUMMING, T., BERNHARDT, J., LINDEN, T. 2011. The Montreal Cognitive Assessment (short Cognitive Evaluation in a Large Stroke Trial). *Stroke* [on-line]. 42(6), 2642-2644, [cit. 2017-10-25]. Dostupné z: doi 10.1161/STROKEAHA.111.619486.

CUMMING, T., MARSHALL, R., LAZAR, R. 2013. Stroke, cognitive deficits, and rehabilitation: still an incomplete picture. *International Journal of Stroke* [on-line]. 8, 38-45, [cit. 2017-12-15]. Dostupné z: doi 10.1111/j.1747-4949.2012.00972.x.

CUMMING, T., CHURILOV, L., LINDEN, T., BERNARDT, J. 2013. MoCA and MMSE are both valid cognitive tools in stroke. *Acta Neurologica Scandinavica* [on-line]. 128, 122-129, [cit. 2018-3-20]. Dostupné z: doi 10.1111/ane.12084.

ČENGIĆ, L., VULETIĆ, M., KARLIĆ, M., DIKANOVIĆ, M., DEMARIN, V. 2011. Motor and cognitive impairment after stroke. *Acta clinica Croatica* [on-line]. 50(4), 463-467, [cit. 2017-12-2]. Dostupné z:

https://www.researchgate.net/publication/225084691_Motor_and_cognitive_impairment_after_stroke.

DAĐOVÁ, K., VAŘEKOVÁ, J. 2014. Pohybová aktivita a kognitivní funkce. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca* [on-line]. 23(4), 210-215, [cit. 2017-11-6]. ISSN: 1210-5481. Dostupné z: http://kramerus.medvik.cz/search/nimg/IMG_FULL/uuid:7a0ff1c8-d6b4-11e4-b08e-d485646517a0#page=1.

- DANOVSKA, M., STAMENOV, B., ALEXANDROVA, M., PEYCHINSKA, D. 2012. Post-stroke cognitive impairment – phenomenology and prognostic factors. *Journal of IMAB - Annual Proceeding (Scientific Papers)* [on-line]. 18(3), 290-297, [cit. 2018-1-24]. Dostupné z: doi 0.5272/jimab.2012183.290.
- DEMEYERE, N., RIDDOCH, M., SLAVKOVA, E., JONES, K., RECKLESS, I., MATHIESON, P., HUMPREYS, G. 2016. Domain-specific versus generalized cognitive screening in acute stroke. *Journal of neurology* [on-line]. 263(2), 306-315, [cit. 2018-4-22]. Dostupné z: doi 10.1007/s00415-015-7964-4.
- DIAMOND, A. 2013. Executive Functions. *The Annual Review of Psychology* [on-line]. 64, 135-168, [cit. 2018-1-3]. Doi: 10.1146/annurev-psych-113011-143750. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4084861/pdf/nihms-602706.pdf>.
- DONATH, L., FAUDE, O., LICHTENSTEIN, E., NÜESCH, C., MÜNDERMANN, A. 2015. Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: comparison to an instrumented treadmill. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 13(6), 1-9, [cit. 2018-4-2]. Dostupné z: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-016-0115-z>.
- DRUZBICKY, M., GUZIK, A., PRZYSADA, G., KWOLEK, A., BRZOZOWSKA-MAGON, A., SOBOLEWSKI, M. 2016. Changes in Gait Symmetry After Training on a Treadmill with Biofeedback in Chronic Stroke Patients: A 6-Month Follow-Up from a Randomized Controlled Trial. *Medical Science Monitor* [on-line]. 22, 4859-4868, [cit. 2017-9-28]. ISSN: 1643-3750 Dostupné z: <http://www.medscimonit.com/download/index/idArt/898420>.
- DYER, J., MAUPAS, E., MELO, S., BOURBONNAIS, D., NADEAU, S., FORGET, R., 2014. Changes in activation timing of knee and ankle extensors during gait are related to changes in heteronymous spinal pathways after stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 11(148), 1-17, [cit. 2018-4-20]. Dostupné z: doi 10.1186/1743-0003-11-148.
- FALBO, S., CONDELLO, G., CAPRANICA, L., FORTE, R., PESCE, C. 2016. Effects of Physical-Cognitive Dual Task Training on Executive Function and Gait Performance in Older Adults: A Randomized Controlled Trial. *BioMed Research International* [on-line]. 2016, 1-12, [cit. 2018-4-5]. Dostupné z: doi 10.1155/2016/5812092.
- FREITAS, S., SIMOES, M., ALVES, L., VINCENTE, M., SANTANA, I. 2012. Montreal Cognitive Assessment (MoCA): Validation Study for Vascular Dementia. *Journal of the*

International Neuropsychological Society [on-line]. 18(6), 1031-1040, [cit. 2018-4-14].
Dostupné z: doi: 10.1017/S135561771200077X.

GAGE, W, SLEIK, R., POLYCH, M., MCKENZIE, N., BROWN, L. 2003. The allocation of attention during locomotion is altered by anxiety. *Experimental brain research* [on-line]. 150(3), 385-394, [cit. 2018-1-7]. Dostupné z: doi 10.1007/s00221-003-1468-7.

GAMA, G., LUCENA TRIGUEIRO, L., SIMAO, C., DE SOUSA, A., DE SOUSA E SILVA, E., GALVAO, E., LINDQUIST, A. 2014. Effects of treadmill inclination on hemiparetic gait: controlled and randomized clinical trial. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [on-line]. 94(9), 718-727, [cit. 2018-4-8]. Dostupné z: doi 10.1097/PHM.0000000000000240.

GODEFROY, O., FICKL, A., ROUSSEL, M., AURIBAUT, C., BUGNICOURT, J., LAMY, C., CANAPLE, S., PETITNICOLAS, G. 2011. Is the Montreal Cognitive Assessment Superior to the Mini-Mental State Examination to Detect Poststroke Cognitive Impairment? *Stroke* [on-line]. 42(6), 1712-1716 [cit. 2018-4-13]. Dostupné z: doi 10.1161/STROKEAHA.110.606277.

GOTTESMAN, R., HILLIS, A. 2013. Predictors and assessment of cognitive dysfunction resulting from ischaemic stroke. *Lancet neurology* [on-line]. 9(9), 895-905, [cit. 2017-2-9]. Dostupné z: doi 10.1016/S1474-4422(10)70164-2.

GUERTIN, P. 2013. Central Pattern Generator for Locomotion: Anatomical, Physiological, and Pathophysiological Considerations. *Frontiers in Neurology* [on-line]. 3(183), [cit. 2018-1-6]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3567435/pdf/fneur-03-00183.pdf>.

HAGGARD, P., COCKBURN, J, COCK, J., FORDHAM, C., WADE, D. 2000. Interference between gait and cognitive tasks in a rehabilitating neurological population. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* [on-line]. 69(4), 479-486, [cit. 2017-10-18]. Doi: 10.1136/jnnp.69.4.479.

HAN, S., KIM, T., JANG, S., KIM, M., PARK, S., YOON, S. 2011. The effect of an arm sling on energy consumption while walking in hemiplegic patients: a randomized comparison. *Clinical Rehabilitation* [on-line]. 25, 36-42, [cit. 2018-1-26]. Dostupné z: doi 10.1177/0269215510381167.

HESSE, S., HERRMANN, CH., BARDELEBEN, A., HOLZGRAEFE, M., WERNER, C., WINGENDORF, I., KIRKER, S. 2013. A new orthosis for subluxed, flaccid shoulder after

stroke facilitates gait symmetry: a preliminary study. *Journal of rehabilitation medicine* [on-line]. 45(7), 623-629, [cit. 2018-1-26]. Dostupné z: doi 10.2340/16501977-1172.

HOFGREN, C., BJÖRKDAHL, A., ESBJÖRNSSON, E., STIBRANT-SUNNERHAGEN, K. 2007. Recovery after stroke: cognition, ADL function and return to work. *Acta Neurologica Scandinavica* [on-line]. 115, 73-80, [cit. 2018-1-6]. Dostupné z: doi 10.1111/j.1600-0404.2006.00768.x.

HOLTROP, J., LOUCKS, T., SOSNOFF, J., SUTTON, B., 2014. Investigating Age-related changes in fine motor control across different effectors and the impact of white matter integrity. *NeuroImage* [on-line]. 96, 81-87, [cit. 2018-4-2]. Dostupné z: doi 10.1016/j.neuroimage.2014.03.045.

HORTOBÁGYI, T., OLMO, M., ROTHWELL, J. 2006. Age reduces cortical reciprocal inhibition in humans. *Experimental brain research* [on-line]. 171(3), 322-329, [cit. 2018-3-6]. Dostupné z: doi 10.1007/s00221-005-0274-9.

HÜBNER, L., VOELCKER-REHAGE, C. 2017. Does physical activity benefit motor performance and learning of upper extremity tasks in older adults? *European Review of Aging and Physical Activity* [on-line]. 14(7), 1-19, [cit. 2018-4-21]. Dostupné z: doi 10.1186/s11556-017-0181-7.

HYNDMAN, D., PICKERING, R., ASHBURN, A. 2008. The influence of attention deficits on functional recovery post stroke during the first 12 months after discharge from hospital. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry* [on-line]. 79(6), 656-663, [cit. 2018-4-17]. Dostupné z: doi 10.1136/jnnp.2007.125609.

CHAYER, C., FREEDMAN, M. 2001. Frontal Lobe Functions. *Current Neurology and Neuroscience Report* [on-line]. 1, 547-552, [cit. 2018-3-15]. Dostupné z: doi 10.1007/s11910-001-0060-4.

CHISHOLM, A., PERRY, S., MCILROY, W. 2011. Inter-limb centre of pressure symmetry during gait among stroke survivors. *Gait and posture* [on-line]. 33(2), 238-243, [cit. 2018-4-15]. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2010.11.012.

CHITI, G., PANTONI, L. 2017. Use of Montreal Cognitive Assessment in Patients With Stroke. *Stroke* [on-line]. 45, 3135-3140, [cit. 2017-11-12]. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/content/strokeaha/45/10/3135.full.pdf>.

- INMAN, C., JAMES, A., HAMANN, S., RAJENDRA, J., PAGNONI, G., BUTLER, A. 2012. Altered resting-state effective connectivity of fronto-parietal motor control systems on the primary motor network following stroke. *NeuroImage* [on-line]. 59(1), 227-237, [cit. 2018-4-21]. Dostupné z: doi 10.1016/j.neuroimage.2011.07.083.
- JAILLARD, A., GRAND, S., LE BAS, J., HOMMEL, M. 2010. Predicting Cognitive Dysfunctioning in Nondemented Patients Early after Stroke. *Cerebrovascular Diseases* [on-line]. 29(5), 415-423, [cit. 2018-4-11]. Dostupné z: doi 10.1159/000289344.
- JI, Z., LI, A., FENG, T., LIU, X., YOU, Y., MENG, F., WANG, R., LU, J., ZHANG, CH. 2017. The benefits of Tai Chi and brisk walking for cognitive function and fitness in older adults. *PeerJ* [on-line]. 5, 1-17, [cit. 2017-12-21]. Dostupné z: doi 10.7717/peerj.3943.
- JOHNSON, L., BURRIDGE, J., DEMAIN, S. 2013. Internal and external focus of attention during gait re-education: an observational study of physical therapist practice in stroke rehabilitation. *Physical therapy* [on-line]. 93(7), 957-966, [cit. 2018-3-2]. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20120300.
- KIRTLEY, CH. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier. ISBN 0-4431-0009-8.
- KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J., SZMEKOVÁ, L. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci: možnosti vyšetření a terapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4266-2.
- KOLB, B., MUHAMMAD, A. 2014. Harnessing the power of neuroplasticity for intervention. *Frontiers in Human Neuroscience* [on-line]. 8, 1-13, [cit. 2018-2-6]. Doi: 10.3389/fnhum.2014.00377 Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4072970/pdf/fnhum-08-00377.pdf>.
- KONRÁD, J. 2005. Kognitivní poruchy ve stáří. *Psychiatrie pro praxi* [on-line]. 6(5), 228-232, [cit. 2017-2-12]. ISSN: 1803-5272. Dostupné z: <http://www.psychiatriepropraxi.cz/pdfs/psy/2005/05/04.pdf>.
- KOUKOLÍK, F. 2012. *Lidský mozek: [funkční systémy: norma a poruchy]* (3. vyd.). Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-771-4.

- KOZÁKOVÁ, R. 2014. *Základy obecné a vývojové psychologie pro studenty nelékařských zdravotnických oborů*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN: 978-80-244-4259-4.
- LANGHORNE, P., BERNHARDT, J., KWAKKEL, G. 2011. Stroke rehabilitation. *Lancet* [on-line]. 377(9778), 1693-1702, [cit. 2018-4-20]. Dostupné z: doi 10.1016/S0140-6736(11)60325-5.
- LARASATI, D., DEFI, I., SADELI, H. 2017. Cognitive Function profile of post-stroke patients. *International Journal of Integrated Health Sciences* [on-line]. 5(1), 21-25, [cit. 2018-1-22]. Dostupné z: doi 10.15850/ijih.v5n1.962.
- LATASH, M. 2012. *Fundamentals of motor control*. London: Elsevier Academic Press. ISBN 978-0-12-415956-3.
- LATASH, M. 2008. *Neurophysiological basis of Movement* (2. vyd.). Champaign: Human Kinetics. ISBN 978-0-7360-6367-8.
- LEE, Y., KIM, J., LEE, K., HAN, G., KIM, J. L. 2005. Association of cognitive status with functional limitation and disability in older adults. *Aging Clinical and Experimental Research* [on-line]. 17(1), 20-28, [cit. 2018-1-6]. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF03337716>.
- LESNIAK, M., BAK, T., CZEPIEL, W., SENIOW, J., CZLONKOWSKA, A. 2008. Frequency and Prognostic Value of Cognitive Disorders in Stroke Patients. *Dementia and geriatric cognitive Disorders* [on-line]. 26(4), 356-363, [cit. 2018-3-22]. Dostupné z: doi 10.1159/000162262.
- LEZAK, M., HOWIESON D., BIGLER, E., TRANEL, D. 2012. *Neuropsychological Assessment* (5. vyd.). Oxford: Oxford University Press. ISBN978-0195395525.
- LINHART, J. 1987. *Základy obecné psychologie* (2. vyd.). Praha: Státní pedagogické nakladatelství. ISBN 14-545-87.
- LIU, Y., YANG, Y., TSAI, Y., WANG, R. 2017. Cognitive and motor dual task gait training improve dual task gait performance after stroke – A randomized controlled pilot trial. *Scientific reports* [on-line]. 7(1), 1-8, [cit. 2018-4-2]. Dostupné z: doi 10.1038/s41598-017-04165-y.
- LIU-AMBROSE, T., PANG, M., ENG, J. 2007. Executive function is independently associated with performances of balance and mobility in community-dwelling older adults after mild

stroke: implications for falls prevention. *Cerebrovascular diseases* [on-line]. 23, 203-210, [cit. 2017-10-19]. Doi: 10.1159/000097642. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3498517p/pdf/nihms400030.pdf>.

LOGUE, S., GOULD, T. 2014. The Neural and Genetic Basis of Executive Function: Attention, Cognitive Flexibility, and Response Inhibition. *Pharmacology, biochemistry, and behavior* [on-line]. 123, 222-243, [cit. 2017-11-5]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3933483/>.

LUŽNÝ, J., SKOPALOVÁ, B. 2013. Kognitívne remediácie u miernej kognitívnej poruchy. *Psychiatria pre prax* [on-line]. 14(4), 168-170, [cit. 2017-5-26]. Dostupné z: <http://www.solen.sk/pdf/5b91996dbe55d5bf5d642a8d3196405c.pdf>.

MARTIN, K., BLIZZARD, L., WOOD, A., SRIKANTH, V., THOMSON, R., SANDERS, L., CALLISAYA, M. 2013. Cognitive Function, Gait, and Gait Variability in Older People: A Population-Based Study. *The Journals of Gerontology* [on-line]. 68(6), 726-732, [cit. 2017-10-18]. Dostupné z: doi 10.1093/gerona/gls224.

MATTHEWS, M., YUSUF, M., DOYLE, C., THOMPSON, C. 2016. Quadrupedal movement training improves markers of cognition and joint repositioning. *Human Movement Science* [on-line]. 47, 70-80, [cit. 2018-3-6]. Dostupné z: doi 10.1016/j.humov.2016.02.002.

MAURITZ, K., 2004. Gait training in hemiparetic stroke patients. *Europa medicophysica* [on-line]. 40(3), 165-178, [cit. 2018-3-18]. Dostupné z: <https://www.minervamedica.it/en/journals/europa-medicophysica/article.php?cod=R33Y2004N03A0165>.

MCCABE, D., ROEDIGER, H., MCDANIEL, M., BALOTA, D., HAMBRICK, D. 2010. The Relationship Between Working Memory Capacity and Executive Functioning: Evidence for a Common Executive Attention Construct. *Neuropsychology* [on-line]. 24(2), 222-243, [cit. 2017-10-5]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2852635/>.

MCDOWD, J. M. et al. 2013. Attentional Abilities and Functional Outcomes Following Stroke. *Journal of Gerontology* [on-line]. 58(1), 45-53, [cit. 2017-2-10]. Dostupné z: doi 10.1093/geronb/58.1.P45.

MONTERO-ODASSO, M., VERGHESE, J., BEAUCHET, O., HAUSDORFF, J. 2012. Gait and Cognition: A Complementary Approach to Understanding Brain Function and the Risk of

Falling. *Journal of the American Geriatrics Society* [on-line]. 60(11), 2127-2136, [cit. 2017-6-18]. Dostupné z: doi 0.1111/j.1532-5415.2012.04209.x.

MOORE, S., SCHURR, K., WALES, A., MOSELEY, A., HERBERT, R. 1993. Observation and analysis of hemiplegic gait: swing phase. *Australian physiotherapy* [on-line]. 39(4), 271-278, [cit. 2017-6-18]. Dostupné z: doi 10.1016/S0004-9514(14)60487.

MURMAN, D. 2015. The Impact of Age on Cognition. *Seminars in Hearing* [on-line]. 36(3), 111-121, [cit. 2018-4-17]. Dostupné z: doi 10.1055/s-0035-1555115.

OLNEY, S., RICHARD, C. 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait and posture* [on-line]. 4(2), 136-148, [cit. 2018-4-23]. Dostupné z: doi 10.1016/0966-6362(96)01063-6.

OREL, M., FACOVÁ, V. 2009. *Člověk, jeho mozek a svět*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-2617-5.

PARKIN, A., WALTER, B. 1991. Aging, short-term memory, and frontaldysfunction. *Psychobiology* [on-line]. 19(2), 175-179, [cit. 2017-10-19]. Doi: 10.3758/BF03327190. Dostupné z: <https://link.springer.com/content/pdf/10.3758%2FBF03327190.pdf>.

PATTERSON, S.L., RODGERS, M., MACKO, R., FORRESTER, L. 2008. Effect of treadmill exercise training on spatial and temporal gait parameters in subjects with chronic stroke: a preliminary report. *Journal of rehabilitation research and development* [on-line]. 45(2), 221-228, [cit. 2018-4-20]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2998758/>.

PENDELBURY, S. T., MARIZ J., BULL, L., MEHTA, Z., ROTHWELL, P. 2013. Impact of different operational definitions on mild cognitive impairment rate and MMSE and MoCA performance in transient ischaemic attack and stroke. *Cerebrovascular Diseases* [on-line]. 36(5-6), 355-362, [cit. 2017-9-4]. Doi: 10.1159/000355496. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3902763/>.

PETRŮ, M. 2007. *Fyziologie mysli: úvod do kognitivní vědy*. V Praze: Triton. ISBN 978-80-7254-969-6.

POHJASVAARA, T., ERKINJUNTTI, T., VATAJE, R., KASTE, M. 1998. Correlates of dependent living 3 months after ischemic stroke. *Cerebrovascular Diseases* [on-line]. 8(5), 259-266, [cit. 2017-9-12]. Dostupné z: doi 10.1159/000015863.

- POLÁK, M. 2014. *Kapitoly z filosofie mysli*. Plzeň: Kapitoly z filosofie mysli. ISBN 978-80-261-0354-7.
- PREUSS, T. 2012. The human brain: rewired and running hot. *Annals of the New York Academy of Sciences* [on-line]. 1225, 1-15, [cit. 2017-11-9]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3103088/pdf/nihms278119.pdf>.
- RASKIN, S. 2011. *Neuroplasticity and rehabilitation*. New York: Guilford Press. ISBN 978-1-60918-137-6.
- RINALDI, L., MONACO, V. 2013. Spatio-temporal parameters and intralimb coordination patterns describing hemiparetic locomotion at controlled speed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [on-line]. 10(53), 1-9, [cit. 2018-4-19]. Dostupné z: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/track/pdf/10.1186/1743-0003-10-53>.
- SACHDEV, P., BRODATY, H., VALENZUELA, M., LORENTZ, L., KOSCHERA, A. 2004. Progression of cognitive impairment in stroke patients. *Neurology* [on-line]. 63(9), 1618-1623, [cit. 2018-4-17]. Dostupné z: doi 10.1212/01.WNL.0000142964.83484.DE.
- SAVIN, D., MORTON, S. M., WHITALL, J. 2013. Generalization of improved step length symmetry from treadmill to overground walking in persons with stroke and hemiparesis. *Clinical neurophysiology* [on-line]. 125(5), 1012-1020, [cit. 2017-2-10]. Doi: 10.1016/j.clinph.2013.10.04 Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3981945/>.
- SEGEV-JACUBOVSKI, O., HERMAN, T., MIRELMAN, A., GILADI, N., HAUSDORFF, J. 2011. The interplay between gait, falls and cognition: can cognitive therapy reduce fall risk? *Expert Review of Neurotherapeutics* [on-line]. 11(7), 1057-1075, [cit. 2018-4-17]. Dostupné z: doi 10.1586/ern.11.69.
- SHEN, Y., WANG, W., HUANG, F., CHEN, J., LIU, H., XIA, Y., HAN, M., ZHANG, L. 2016. The use of MMSE and MoCA in patients with acute ischemic stroke in clinical. *International Journal of Neuroscience* [on-line]. 126(5), 442-447, [cit. 2018-4-14]. Dostupné z: doi 10.3109/00207454.2015.1031749.
- SHOPIN, L., SHENHAR-TSARFATY, S., ASSAYAG, E., HALLEVI, H., KORCZYN, A., BORNSTEIN, N., AURIEL, E. 2013. Cognitive Assessment in Proximity to Acute Ischemic Stroke/Transient Ischemic Attack: Comparison of the Montreal Cognitive Assessment Test and

Mind Streams Computerized Cognitive Assessment Battery. *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders* [on-line]. 36, 36-42, [cit. 2018-1-26]. Dostupné z: doi 10.1159/000350035.

SIMONS, S. 2004. Quantification of human motion: Gait analysis - Benefits and limitations to its application to clinical problems. *Journal of biomechanics* [on-line]. 37(12), 1869-1880, [cit. 2018-4-20]. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbiomech.2004.02.047.

STUSS, D. 2010. Functions Of The Frontal Lobes: Relation To Executive Functions. *Journal of the International Neuropsychological Society* [on-line]. 17, 759-765, [cit. 2018-3-21]. Dostupné z: doi 10.1017/S1355617711000695.

SUN, J., TAN, L., YU, JT. 2014. Post-stroke cognitive impairment: epidemiology, mechanisms and management. *Annals of translational medicine* [on-line]. 2(8), 1-16, [cit. 2017-9-20]. Doi: 10.3978/j.issn.2305-5839.2014.08.05. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4200648/>.

SUN, K., TONG, Z., ZHANG, X., HU, X., ZHENG, X. 2013. Treadmill Exercise Facilitates Functional Recovery and Neuroprotection in Subacute Stroke Rat. *International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics* [on-line]. 3(3), 170-173, [cit. 2018-1-26]. Dostupné z: doi 10.7763/IJBBB.2013.V3.189.

ŠKOLOUDÍK, D., FADRŇÁ, T., SEDLÁKOVÁ, M., RESSNER, P., BAR, M., ZAPLETALOVÁ, O., ŠAŇÁK, D., HERZIG, R., KAŇOVSKÝ, P. 2007. Změny kognitivních funkcí u pacientů s akutní cévní mozkovou příhodou testovaných pomocí Mini-Mental State Examination a Clock Drawing Test. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [on-line]. 103(4), 382-387, [cit. 2018-4-25]. Dostupné z: <http://www.csmn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/zmeny-kognitivnich-funkci-u-pacientu-s-akutni-cevni-mozkovou-prihodou-testovanych-pomoci-mini-mental-state-52280>.

ŠVANCARA, J. 1994. *Úvod do kognitivní psychologie*. Brno: Masarykova univerzita. ISBN 80-210-0994-2.

TAKAKUSAKI, K. 2013. Neurophysiology of gait: from the spinal cord to the frontal lobe. *Movement Disorders* [on-line]. 28(11), 1483-1491, [cit. 2018-1-26]. Dostupné z: doi 10.1002/mds.25669.

TESTER, N., BARBEAU, H., HOWLAND, D., CANTRELL, A., BEHRMAN, A. 2012. Arm and leg coordination during treadmill walking in individuals with motor incomplete spinal cord

injury: A preliminary study. *Gait Posture* [on-line]. 36(1), 49-55, [cit. 2018-1-22]. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2012.01.004.

TOGLIA, J., FITZGERALD, K., O'DELL, MASTROGIOVANNI A., LIN, D. 2011. The Mini-Mental State Examination and Montreal Cognitive in Persons With Mild Subacute Stroke: Relationship to Functional Outcome. *American Society of Physical Medicine and Rehabilitation* [on-line]. 92(5), 792-798, [cit. 2018-3-24]. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2010.12.034.

TYRELL, CH., ROOS, M., RUDOLPH, K., REISMAN, S. 2011. Influence of Systematic Increases in Treadmill Walking Speed on Gait Kinematics After Stroke. *Physical Therapy* [on-line]. 91(3), 392-403, [cit. 2018-4-24]. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20090425.

URSIN, M., BERGLAND, A., FURE, B., TORSTAD, A., TVEIT, A., IHLE-HANSEN, H. 2015. Balance and Mobility as Predictors of Post-Stroke *Cognitive Impairment*. *Dementia and Geriatric Cognitive Disorders* [on-line]. 5(2), 203-211, [cit. 2017-11-13]. Doi: 10.1159/000381669. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4483489/>.

VAŘEKA, I., BEDNÁŘ, M., VAŘEKOVÁ, R. 2016. Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [on-line]. 79(2), 168-172, [cit. 2017-11-13]. ISSN: 1802-4041. Dostupné z: https://www.researchgate.net/profile/Ivan_Vareka2/publication/305220367_Roboticka_rehabilitace_chuze/links/57bac99f08aec9984ff6d751/Roboticka-rehabilitace-chuze.pdf.

VÉLE, F. 2012. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeutů pracujících v neurorehabilitaci*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-608-1.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2. vyd.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

VÉLE, F. 1997. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada. ISBN 80-7169-256-5.

VERSTRAETEN, S., MARK, R., SITSKOORN, M. 2016. Motor and Cognitive Impairment after Stroke: A Common Bond or a Simultaneous Deficit? *Stroke Research & Therapy* [on-line]. 1(1), 1-10, [cit. 2018-3-27]. Dostupné z: <https://stroke.imedpub.com/motor-and-cognitive-impairment-after-stroke-a-common-bond-or-a-simultaneous-deficit.pdf>.

VOTAVA, J. 2001. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi* [on-line]. 4, 184-189, [cit. 2017-11-17]. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200104-0006.php>.

WAGLE, J., FARNER, L., FLEKKOY, K., BRUUN WYLLER, T., SANDVIK, L., FURE, B., STENSROD, B., ENGEDAL, K. 2011. Early Post-Stroke Cognition in Stroke Rehabilitation Patients Predicts Functional Outcome at 13 Months. *Dementia and geriatric cognitive disorders* [on-line]. 31(5), 379-387, [cit. 2018-2-4]. Dostupné z: doi 10.1159/000328970.

WANG, W., LI, K., YIN, C., YUE, S. 2017. Evaluation of postural instability in stroke patient during quiet standing. *Engineering in Medicine and Biology Society* [on-line]. 2017, 2522-2525, [cit. 2018-4-17]. Dostupné z: doi 10.1109/EMBC.2017.8037370.

WOOLEY, S. 2001. Characteristics of Gait in Hemiplegia. *Topics in stroke rehabilitation* [on-line]. 7(4), 1-18, [cit. 2017-11-4]. Dostupné z: doi 10.1310/JB16-V04F-JAL5-H1UV.

XU, X., REN, H., PRAKASH, R., VIJAYADAS, KUMAR, R. 2013. Outcomes of neuropsychological interventions of stroke. *Annals of Indian Academy of Neurology* [on-line]. 16(3), 319-328, [cit. 2017-11-4]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3788273/>.

YOGEV-SELIGMANN, G., HAUSDORFF, J., GILADI, N. 2008. The Role of Executive Function and Attention in Gait. *Movement Disorders* [on-line]. 23(3), 329-342, [cit. 2017-10-18] Doi: 10.1002/mds.21720. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2535903/#!po=0.819672>.

YAO, J., CHEN, A., CARMONA, C., DEWALD, J. 2009. Cortical overlap of joint representations contributes to the loss of independent joint control following stroke. *NeuroImage* [on-line]. 45, 490-499, [cit. 2018-3-18]. Dostupné z: doi 10.1016/j.neuroimage.2008.12.002.

YOU, Y. , CHUNG, S. 2015. The effects of gait velocity on the gait characteristics of hemiplegic patients. *Journal of physical therapy science* [on-line]. 27(3), 921-924, [cit. 2018-4-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4395743/>.

ZAHODNE, L., STERN, Y., MANLY, J. 2015. Differing Effects of Education on Cognitive Decline in Diverse Elders With Low Versus High Educational Attainment. *Neuropsychology* [on-line]. 29(4), 649-657, [cit. 2018-2-18]. Dostupné z: doi 10.1037/neu0000141.

ZULKIFLY, M., GHAZALI, S., DIN, N., SINGH, D., SUBRAMANIAM, P. 2016. A Review of Risk Factors for Cognitive Impairment in Stroke Survivors. *The Scientific World Journal* [on-line]. 2016, 1-16, [cit. 2018-1-12]. Dostupné z: doi 10.1155/2016/3456943.

ZUO, L., DONG, Y., ZHU, R., JIN, Z., LI, Z., WANG, Y., ZHAO, X., SACHDEV, P., ZHANG, W., WANG, Y. 2016. Screening for cognitive impairment with the Montreal Cognitive Assessment in Chinese patients with acute mild stroke and transient ischaemic attack: a validation study. *BMJ open* [on-line]. 6(7), 1-7, [cit. 2018-1-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4947786/pdf/bmjopen-2016-011310.pdf>.

SEZNAM ZKRATEK

ACM	povodí a. cerebri media
aj.	a jiné
a kol.	a kolektiv
apod.	a podobně
CMP	centrální mozková příhoda
COP	centre of pressure
DK	dolní končetina
et al.	a kolektiv
H _A	alternativní hypotéza
H ₀	nulová hypotéza
km/h	kilometr za hodinu
m.	sval (z lat. musculus)
max.	maximum
min.	minumum
např.	například
p	hodnota statistické významnosti
s./ss.	strana/strany
SD	směrodatná odchylka
TIA	tranzitorní ischemická ataka
tzv.	tak zvaný

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Základní charakteristiky měřeného souboru.....	30
Tabulka 2: Průměr, směrodatná odchylka, minimum, maximum a medián pro věk a počet dní od ataky v době prvního měření u měřeného souboru	31
Tabulka 3: Měřené chůzové parametry.....	33
Tabulka 4: Výsledky porovnání celkového skóre MoCA testu	35
Tabulka 5: Výsledky porovnání skóre MoCA testu v jednotlivých oblastech	36
Tabulka 6: Výsledky chůzových parametrů naměřených pomocí chodícího pásu Zebris.....	38
Tabulka 7: Další testované parametry chůze	40
Tabulka 8: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 1/6.....	43
Tabulka 9: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 2/6.....	43
Tabulka 10: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 3/6.....	43
Tabulka 11: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 4/6.....	43
Tabulka 12: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 5/6.....	44
Tabulka 13: Výsledky Spearmanovy korelační analýzy, 6/6.....	44
Tabulka 14: Výsledky porovnání dílčích částí MoCA testu a vzdělání pacientů	45
Tabulka 15: Výsledky porovnání celkového skóre MoCA testu a vzdělání pacientů	45
Tabulka 16: Výsledky korelační analýzy.....	46
Tabulka 17: Výsledky korelační analýzy 1/4.....	47
Tabulka 18: Výsledky korelační analýzy 2/4.....	47
Tabulka 19: Výsledky korelační analýzy 3/4.....	47
Tabulka 20: Výsledky korelační analýzy 4/4.....	47

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Kvartilový box graf. Distribuce celkového skóre MoCA testu (%) před rehabilitací a po rehabilitaci	36
Graf 2: Kvartilový box graf. Distribuce počtu bodů v jednotlivých oblastech MoCA testu před rehabilitací a po rehabilitaci	37

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Informovaný souhlas	84
Příloha 2: Validizovaná verze MoCA testu.....	85
Příloha 3: Ukázkový report naměřených chůzových parametrů	86

PŘÍLOHY

Příloha 1: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Název diplomové práce: Kognitivní aspekty chůze u pacientů po cerebrovaskulární atace

Období sběru dat: květen 2017 - únor 2018

Jméno autora: Bc. Zuzana Červenková

Jméno testovaného:

Vážená paní, vážený pane,

obracím se na Vás s žádostí o spolupráci na diplomové práci, jejíž cílem je zhodnotit kognitivní a lokomoční projev u pacientů pomocí CMP. Hodnocení kognice probíhá pomocí Montrealského kognitivního dotazníku, chůzové parametry jsou potom měřeny pomocí chodícího pásu Zebris.

Prohlášení

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

Měl/a jsem možnost vše v klidu řádně zvážit, v dostatečně dlouhém čase využít možnosti zeptat se řešitele na vše potřebné a pro mne podstatné. Byla jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce odstoupit, a to i bez udání důvodu.

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

V Olomouci dne

.....

(podpis účastníka projektu)

Příloha 3: Ukázkový report naměřených chůzových parametrů

zebris Gait Report

Person: 1969, Female

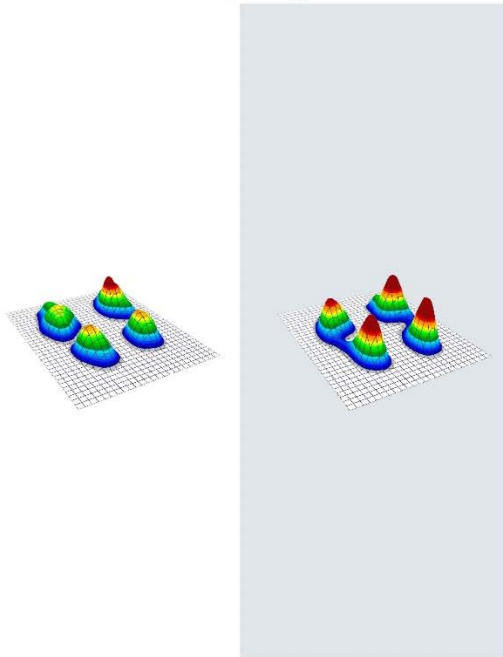
Record A: 10.10.2017 09:32, Gait Analysis FDM-T, chůze s držení, 1,5 km...

Record B: 19.10.2017 14:49, Gait Analysis FDM-T, chůze držení 1,8 km/h výstup

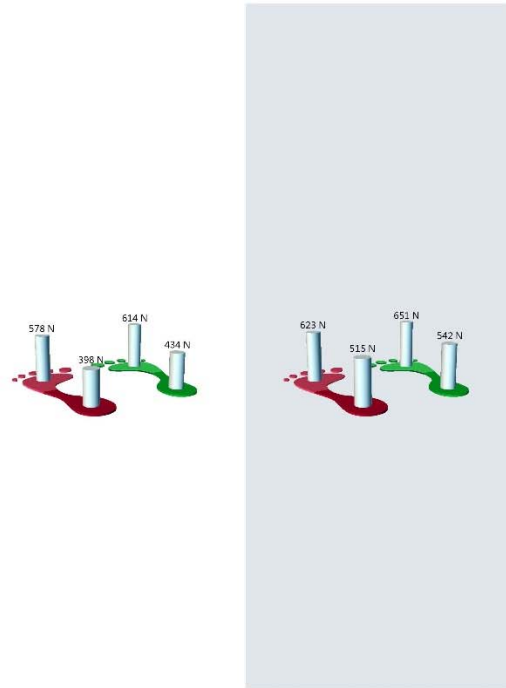


Pressure plot 3d

Stance, average

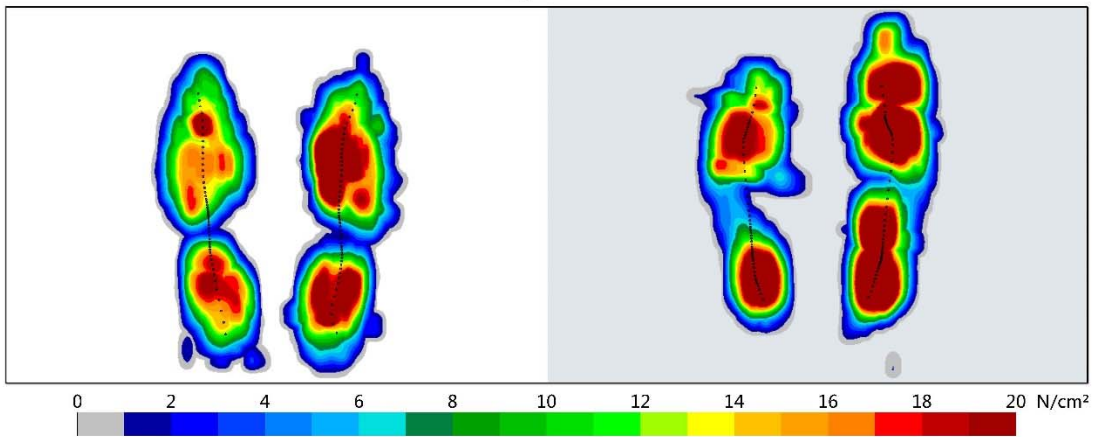


Force forefoot/backfoot



Pressure plots

Stance, maximum

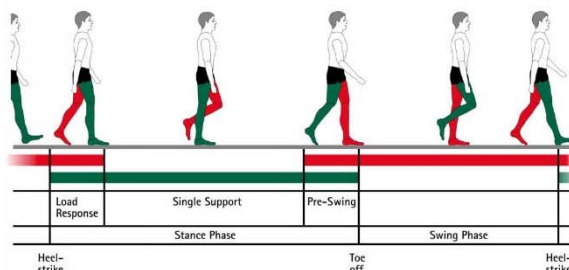


zebris Gait Report

Person: 1969, Female
Record A: 10.10.2017 09:32, Gait Analysis FDM-T, chůze s držením, 1,5 km...
Record B: 19.10.2017 14:49, Gait Analysis FDM-T, chůze držení 1,8 km/h výstup



Gait parameters



Geometry

Foot rotation, degree	L	5,9±2,0	-10°		10°
		4,7±1,7			
	R	5,2±2,2			
		5,2±2,4			
Step length, cm	L	45±2			130 cm
		54±3			
	R	41±3			
		48±3			
Stride length, cm	L	86±3			130 cm
	R	103±2			
Step width, cm	L	13±3			
	R	10±1			

Phases

Stance phase, %	L	71,2±1,7			100 %
		67,3±0,7			
	R	70,4±2,1			
		69,3±0,7			
Load response, %	L	20,1±1,9			
		18,9±0,7			
	R	21,4±1,5			
		17,7±0,8			
Mid stance, %	L	29,6±1,9			
		30,7±0,7			
	R	28,8±1,4			
		32,7±0,8			
Pre-Swing, %	L	21,5±1,2			
		17,7±0,9			
	R	20,1±1,6			
		18,9±0,7			
Swing phase, %	L	28,8±1,7			
		32,7±0,7			
	R	29,6±2,1			
		30,7±0,7			
Double stance phase, %	L	41,6±2,0			
	R	36,6±1,0			

Timing

Step time, sec	L	1,04±0,04			3 sec
		1,04±0,02			
	R	1,03±0,05			
		1,03±0,03			
Stride time, sec	L	2,07±0,07			3 sec
	R	2,07±0,04			
Cadence, steps/min	L	58±2			80 steps/min
	R	58±1			
Velocity, km/h	L	1,5±0,1			2.2 km/h
	R	1,8±0,0			

zebris Gait Report

Person: 1969, Female

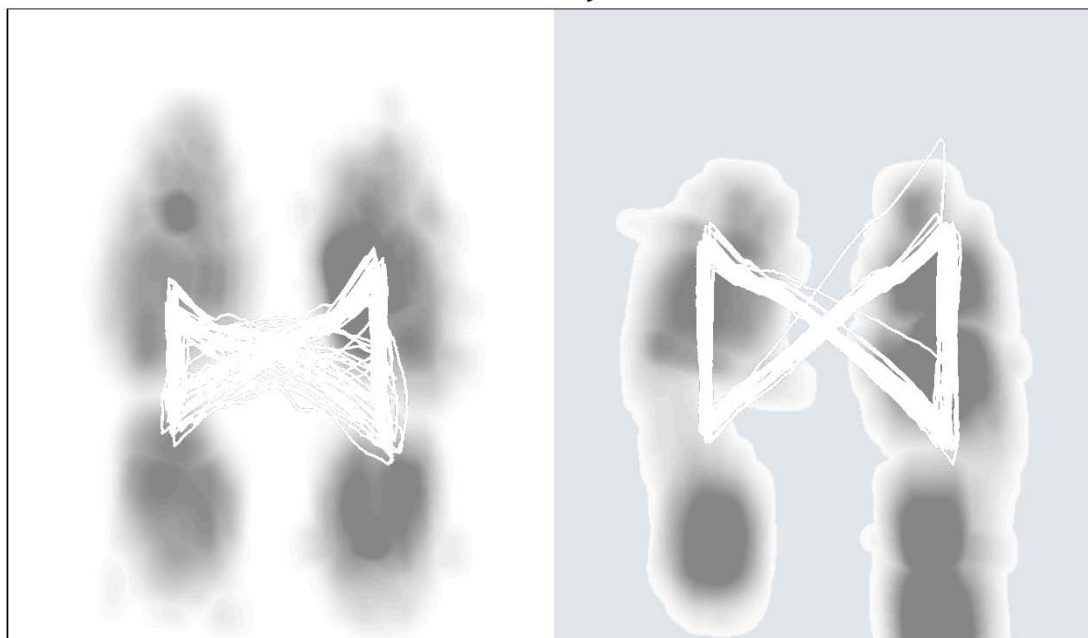
Record A: 10.10.2017 09:32, Gait Analysis FDM-T, chůze s držení, 1,5 km...

Record B: 19.10.2017 14:49, Gait Analysis FDM-T, chůze držení 1,8 km/h výstup



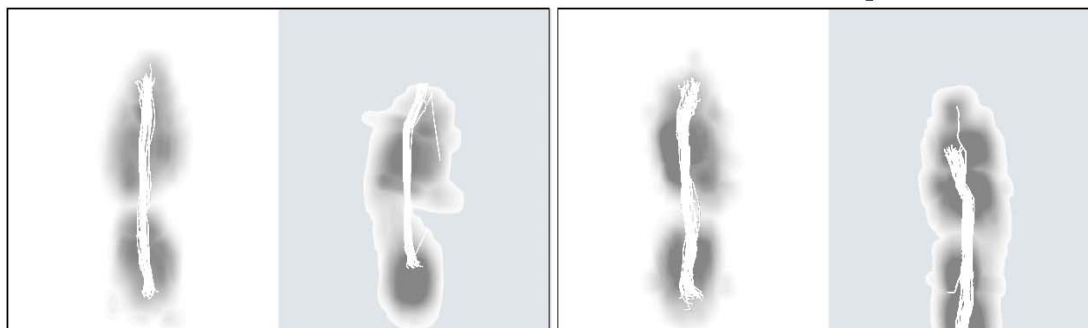
COP analysis

Butterfly



Gait line left

Gait line right



Butterfly parameters

Length of gait line, mm	L	250,2±5,9		400 mm
	R	221,8±7,2		
Single support line, mm	L	249,0±5,6		
	R	218,3±5,4		
Ant/post position, mm	L	59,4±15,0		
	R	111,6±7,9		
Lateral symmetry, mm	L	82,1±19,7		
	R	127,2±6,8		
Max gait line velocity, cm/sec	L	176,4±7,5		
	R	191,4±4,4		
Max gait line velocity, cm/sec	L	-1,2±15,7		-200 mm
	R	-0,3±3,7		200 mm
Max gait line velocity, cm/sec	L	187,5		
	R	506,9		

zebris Gait Report

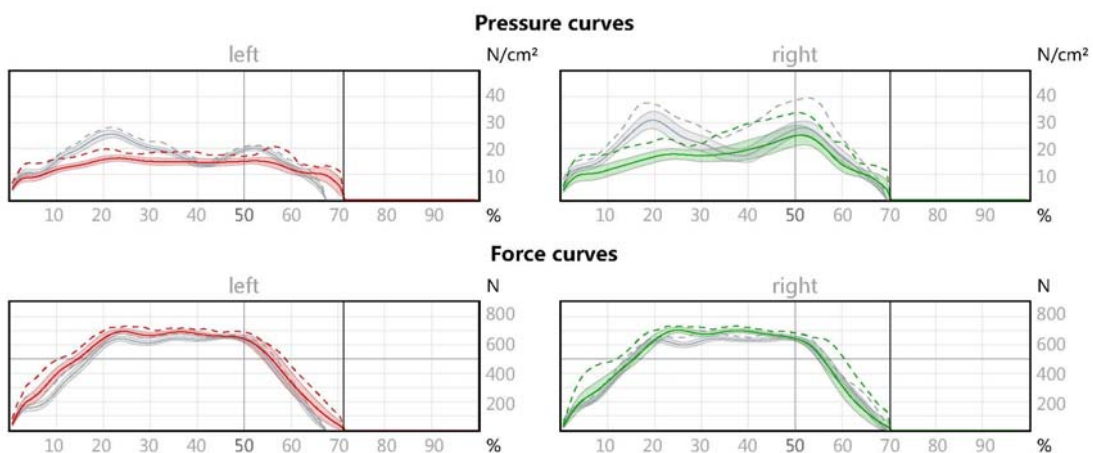
Person: 1969, Female

Record A: 10.10.2017 09:32, Gait Analysis FDM-T, chůze s držení, 1,5 km...

Record B: 19.10.2017 14:49, Gait Analysis FDM-T, chůze drženi 1,8 km/h výstup



Force and pressure

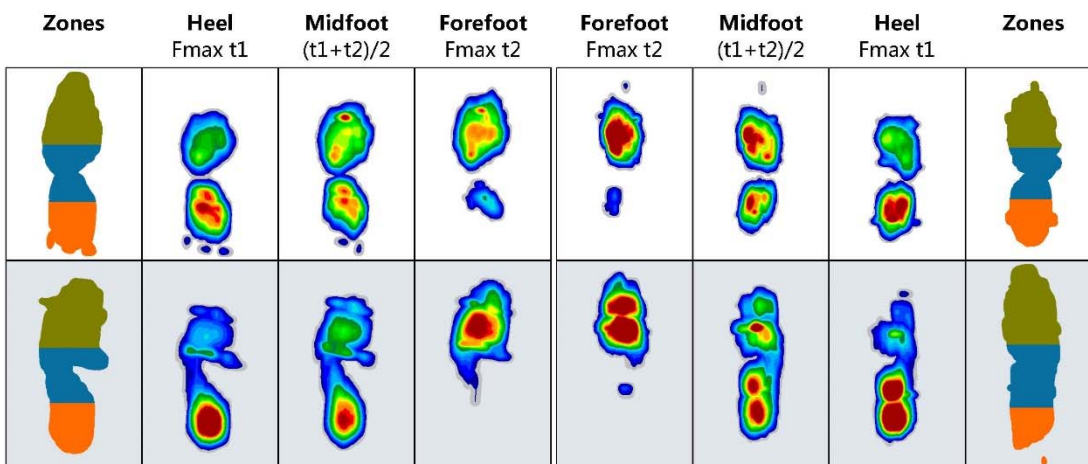


zebris Gait Report

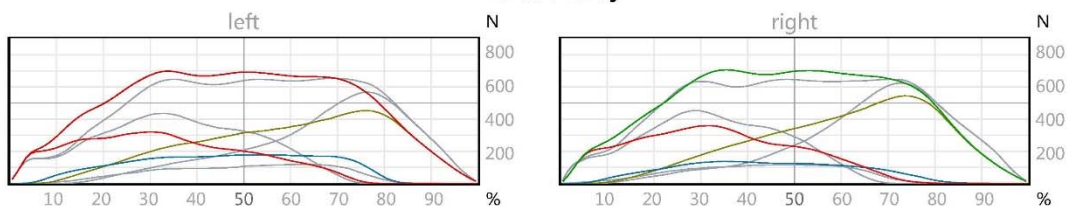
Person: 1969, Female
Record A: 10.10.2017 09:32, Gait Analysis FDM-T, chůze s držení, 1,5 km...
Record B: 19.10.2017 14:49, Gait Analysis FDM-T, chůze držení 1,8 km/h výstup



Three foot zone analysis



Force overlay



Load change



Maximum force, N



zebris Gait Report

Person: 1969, Female
Record A: 10.10.2017 09:32, Gait Analysis FDM-T, chůze s držním, 1,5 km...
Record B: 19.10.2017 14:49, Gait Analysis FDM-T, chůze držní 1,8 km/h výstup



Maximum pressure, N/cm²



Time maximum force, % of stance time

