

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Renata Bukáčková

Virtuální realita v terapii chůze pacientů po CMP

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilová

Olomouc 2018

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem Virtuální realita v terapii chůze pacientů po CMP vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 15. května 2018

podpis

Poděkování

Ráda bych na tomto místě poděkovala své vedoucí práce Mgr. et Mgr. Lucii Navrátilové za odborné vedení práce, cenné rady a náměty při psaní diplomové práce. Můj dík patří také Mgr. Dagmar Tečové za konzultace při statistickém zpracovávání dat. Dále bych chtěla poděkovat všem probandům, kteří se na mém výzkumu podíleli, za jejich vstřícnost a trpělivost. V neposlední řadě bych také ráda poděkovala své rodině, partnerovi a přátelům za veškerou podporu při psaní práce.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Virtuální realita v terapii chůze pacientů po CMP

Název práce v AJ: Virtual reality in therapy of walking in stroke patients

Datum zadání: 2017-01-31

Datum odevzdání: 2018-05-15

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Renata Bukáčková

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilová

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

Abstrakt v ČJ: Diplomová práce se zabývá vlivem terapie chůze na treadmillu s či bez využití prvků virtuální reality na časoprostorové parametry chůze u pacientů v postakutním stádiu po CMP. Hlavním cílem práce bylo zjistit, zda existuje rozdíl mezi oběma terapeutickými intervencemi. Teoretická část práce popisuje charakteristické znaky, kterými se vyznačuje hemiparetická chůze pacientů po CMP. Dále se zde nachází kapitola o neuroplasticitě a využití treadmillu a virtuální reality v terapii chůze. V experimentální části práce je popsán průběh experimentu s výsledky. Výsledný testovaný soubor zahrnoval 12 probandů, kteří byli náhodně rozděleni do experimentální a kontrolní skupiny. Každý pacient každý den absolvoval standardní terapii, přičemž experimentální skupina podstoupila ještě navíc každý den terapii chůze na treadmillu s virtuální realitou a kontrolní skupina terapii chůze na treadmillu bez virtuální reality. Délka jedné terapeutické jednotky byla individuálně přizpůsobena každému pacientovi. Celá terapie probíhala od přijetí pacienta na rehabilitační oddělení

až po jeho propuštění. U experimentální skupiny nedošlo po terapii k žádným statisticky významným změnám. U kontrolní skupiny došlo po terapii k signifikantnímu prodloužení kroku jak paretické ($p = 0,046$), tak neparetické ($p = 0,046$) dolní končetiny, prodloužení dvojkroku ($p = 0,046$) a ke zvýšení rychlosti chůze ($p = 0,028$). Mezi oběma terapeutickými intervencemi nebyl shledán statisticky významný rozdíl.

Abstrakt v AJ: This thesis deals with the influence of treadmill therapy with or without virtual reality on temporal-spatial parameters of gait in subacute stroke patients. The main goal of the thesis was to determine the difference between the two interventions. The theoretical part gives characteristics of hemiparetic gait. Further chapters focus on neuroplasticity and the use of treadmill and virtual reality in gait therapy. The experimental part contains description of gait measurement and training, and summarizes final results. Twelve participants were randomly assigned to an experimental and a control group. All subjects participated in the standard rehabilitation program. The experimental group received treadmill training with virtual reality every day, whereas the control group received treadmill training only. The duration of one therapeutic session was individually adapted to each patient. The whole therapy ranged from the patients' admission to the rehabilitation department to their discharge. After the intervention, no statistically significant improvement of walking function was observed in the experimental group. The control group reached statistically significant improvement in step prolongation of paretic ($p = 0,046$) and non-paretic ($p = 0,046$) lower limb, stride prolongation ($p = 0,046$) and increased speed ($p = 0,028$). There were not found statistically significant differences between these two interventions of gait therapy.

Klíčová slova v ČJ: chůze, neurofyziologie chůze, rehabilitace chůze, cévní mozková příhoda, treadmill, virtuální realita

Klíčová slova v AJ: gait, neurophysiology of gait, gait rehabilitation, stroke, treadmill, virtual reality

Rozsah: 87 stran / 5 příloh

OBSAH

ÚVOD	8
1 PŘEHLED POZNATKŮ	10
1.1 Definice chůze	10
1.2 Charakteristika chůze u pacientů po CMP.....	10
1.2.1 Ischemická CMP v povodí arteria cerebri media.....	10
1.2.2 Specifika hemiparetické chůze.....	11
1.2.3 Časové a prostorové charakteristiky hemiparetické chůze	12
1.2.4 Patologie stojné fáze krokového cyklu.....	13
1.2.5 Patologie švihové fáze krokového cyklu.....	15
1.3 Terapie chůze	16
1.3.1 Využití treadmillu v terapii chůze.....	18
1.3.2 Plasticita centrálního nervového systému	20
1.3.3 Virtuální realita	21
1.3.4 Vliv virtuální reality na plasticitu centrálního nervového systému.....	22
1.3.5 Využití virtuální reality v terapii chůze.....	24
2 CÍLE VÝZKUMU	26
2.1 Cíl výzkumu.....	26
2.2 Hypotézy výzkumu	26
3 METODY VÝZKUMU	27
3.1 Charakteristika testovaného souboru	27
3.2 Průběh výzkumu	28
3.2.1 Analýza chůze na přístroji Zebris FDM-T Treadmill	29
3.2.2 Parametry chůze měřené přístrojem Zebris FDM-T Treadmill	30
3.2.3 Popis vyšetření a terapie chůze na přístroji Zebris FDM-T Treadmill	33
3.3 Metody statistického hodnocení	34

4	VÝSLEDKY	36
4.1	Testování vědecké otázky č. 1	36
4.2	Testování vědecké otázky č. 2	38
4.3	Testování vědecké otázky č. 3	43
5	DISKUSE	46
5.1	Diskuse k vědecké otázce č. 1	48
5.2	Diskuse k vědecké otázce č. 2	52
5.3	Diskuse k vědecké otázce č. 3	57
5.4	Význam pro klinickou praxi	60
5.5	Limity studie	61
	ZÁVĚR	63
	REFERENČNÍ SEZNAM	65
	SEZNAM ZKRATEK	78
	SEZNAM OBRÁZKŮ A GAFŮ	79
	SEZNAM TABULEK	80
	SEZNAM PŘÍLOH	81

ÚVOD

Cévní mozková příhoda (CMP) je onemocnění, které představuje jednu z nejčastějších příčin úmrtí na světě. Přestože se jedná o nemoc především staršího věku, postihuje v posledních letech stále více mladší věkové skupiny. Vzniká náhle a dle příčiny a místa ataky se může projevit velice variabilní symptomatologií. Často je však spojena s určitým motorickým deficitem, který zasahuje do chůze a narušuje tak její fyziologický a ekonomický průběh. Narušená schopnost chůze vede ke snížené mobilitě, která pacienta po CMP často limituje v každodenních běžných aktivitách a společenské participaci, čímž následně dochází ke snížení kvality života. Jedním z nejčastějších problémů těchto pacientů je asymetrická chůze doprovázená sníženou rychlostí chůze, sníženou délkou kroku a sníženou kadencí. Rychlost chůze a velikost asymetrie délky kroku patří mezi nejvýznamnější ukazatele vyjadřující schopnost chůze pacienta. Uvádí se, že pro nezávislý pohyb ve společnosti by rychlost chůze měla dosahovat nejméně 0,8 m/s. Je tedy zřejmé, že dosažení symetrické a rychlejší chůze se stává jedním z hlavních cílů rehabilitační péče pacientů po CMP. Klíčovou roli zde hraje plasticita centrálního nervového systému, především mozku, která je nejvyšší v období prvních třech měsíců od ataky. Časté opakování daného úkolu společně se zvýšenou senzoricou zpětnou vazbou o provedení úkolu vede k postupné reorganizaci mozkové tkáně. Z tohoto důvodu je vhodné zvolit včasnou opakující se intenzivní rehabilitaci s multisenzorickou zpětnou vazbou, která napomáhá motorickému učení. Takový druh terapie představuje například chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality, kdy se využívá interaktivního prostředí při plnění jednotlivých pohybových úkolů. Virtuální prostředí svojí hravou podobou podporuje soustředěnost na terapii, motivuje pacienta k vykonání pohybu a poskytuje pacientovi zpětnou vazbu pomocí vizuálních, akustických a proprioceptivních informací, na základě čehož je pacient schopen zhodnotit přesnost vykonaného pohybu a popřípadě pohyb upravit tak, aby bylo dosaženo požadovaného výsledku. Chůze na treadmillu navíc podporuje intenzitu tréninku chůze, kdy pacient je schopen bezpečně provést větší množství opakování krokového cyklu při forsírované rychlosti chůze v porovnání s běžnou terapií chůze.

Diplomová práce podává přehled o dosavadních poznatcích týkajících se terapie chůze u pacientů po CMP, kdy se využívá chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality. Cílem práce je zhodnotit efekt virtuální reality na kvalitu chůze. Z tohoto důvodu byli probandi rozděleni do experimentální a kontrolní skupiny, přičemž u obou skupin byl jako základ terapie

použit treadmill. U experimentální skupiny byla chůze na treadmillu navíc propojena s chůzí ve virtuální realitě. Nakonec byl porovnán efekt obou terapeutických intervencí.

K vyhledání odborných článků ke splnění cílů práce byly využity on-line databáze PubMed, Google Scholar, Medline, Embase, Science Direct Cochrane Library a IOS Press Content Library. Vyhledané články byly publikovány v časovém rozmezí od roku 1989 do roku 2018. Pro vyhledávání byla použita klíčová slova: chůze, neurofyziologie chůze, rehabilitace chůze, cévní mozková příhoda, treadmill a virtuální realita a jejich anglické ekvivalenty: gait, neurophysiology of gait, gait rehabilitation, stroke, treadmill, virtual reality. K tvorbě diplomové práce bylo použito dohromady 90 zdrojů. Celkem bylo použito 15 knih, z toho 8 českých a 7 zahraničních. Studií bylo zahrnuto celkem 72, z toho 6 českých a 66 zahraničních. Dále byly pro tvorbu práce použity tři odborné příručky o přístroji Zebris FDM-T. Vzhledem ke stanovenému cíli práce byly použity především studie, které se zabývaly podobným experimentem, který byl řešen v naší studii, tedy spojení terapie chůze na treadmillu s virtuální realitou. Stejně tak byly použity především studie, které hodnotily stejné parametry kvality chůze, jako tomu bylo v našem experimentu.

1 PŘEHLED POZNATKŮ

1.1 Definice chůze

Chůze neboli bipedální lokomoce představuje základní pohybový vzor člověka, při kterém dochází k přesunu těla z místa na místo (Véle, 2006, s. 347; Švehlík et al., 2011, s. 230). Jedná se o pohyb vzpřímeného těla dopředu, který je vykonáván rytmickým střídáním obou dolních končetin (Gross, Fetto a Rosen, 2005, s. 556). Chůze může být definována také jako jakákoliv technika lokomoce, při které se střídají úseky zatěžování a nezatěžování dolních končetin. Chůze představuje pro člověka nejběžnější způsob lokomoce, poskytuje nezávislost, je důležitá pro mnoho každodenních běžných činností, usnadňuje sociální aktivity a je vyžadována v mnoha zaměstnáních (Kirtley, 2006, s. 5). Pro přirozenou chůzi je typický také pohyb horních končetin, kdy během chůze dochází ke švihovému pohybu horní končetiny dopředu vždy s kontralaterální dolní končetinou (Kirtley, 2006, s. 34). Komplexnost chůze je dána souhrou činností centrálního nervového systému a pohybového aparátu společně s využitím působení fyzikálních zákonů (Švehlík et al., 2011, s. 230). Důležitou roli hraje svalová síla, svalové napětí, koordinace, povrchové a hluboké čítí, zrak a kognice (Novotná a Preiningerová, 2013, s. 186). Během chůze je pomocí centrální nervové soustavy zajištěna stabilizace vzpřímené polohy těla jak v klidu, tak i při pohybu. Tato stabilizace je však možná pouze za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opornou bazí na zemi (Véle, 2006, s. 347).

1.2 Charakteristika chůze u pacientů po CMP

1.2.1 Ischemická CMP v povodí arteria cerebri media

CMP je náhle vzniklá ložisková či globální porucha mozkové funkce trvající déle než 24 hodin, během které dochází k narušení cerebrální cirkulace (Ambler, 2006, s. 140; Sacco et al., 2013, s. 2065; Fiksa, 2008, s. 12). Jelikož je výzkumná část této diplomové práce zaměřena pouze na pacienty s ischemickou CMP v povodí a. cerebri media, bude dále rozebrána pouze tato syndromologie.

Ischemická CMP tvoří přibližně 70 % všech náhlých mozkových příhod. Porucha perfuze mozkové tkáně okysličenou krví je způsobena trombotickým vmetkem, který uzavře některou z mozkových tepen. Následkem toho pak na určitých místech vzniká hypoxie s následnou destrukcí mozkové tkáně. Nejčastěji se vyskytuje syndrom uzávěru největší mozkové tepny,

tedy a. cerebri media (Pfeiffer, 2007, s. 142). Uzávěr a. cerebri media se většinou projevuje těžkou kontralaterální hemiparézou či hemiplegií, kdy bývá více postižena horní končetina, především akrum (Ambler, 2006, s. 144; Pfeiffer, 2007, s. 146). V důsledku nerovnováhy rozložení svalového tonu je ramenní kloub držen v addukci, loketní kloub ve flexi a zápěstí v palmární flexi. U dolní končetiny převažuje extenze a ekvinoarovózní postavení chodidla (Pfeiffer, 2007, s. 142). Mezi další příznaky patří hemihypestézie pro všechny kvality cití a hemiataxie. Dále se vyskytuje paréza n. facialis centrálního typu. Pokud je postižena dominantní hemisféra, vzniká porucha řeči – afázie (Ambler, 2006, s. 144; Pfeiffer, 2007, s. 142).

1.2.2 Specifika hemiparetické chůze

Postižení centrálního motoneuronu způsobené CMP vede k poruchám senzomotorického systému, zahrnující svalovou slabost, poškození motorické kontroly, spasticitu a poruchu propriocepce. S tím souvisí i přítomnost hemiparézy, jako následek přerušení sestupných neurálních cest (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 338; Balaban a Tok, 2014, s. 635). Hemiparéza se projevuje jednostranným ochrnutím horní a dolní končetiny (Perry a Burnfield, 2010, s. 304). Pacienti po CMP vykazují určitou úroveň dysfunkce, která je do značné míry dána závažností příhody, lokalizací a typem léze. Následně vznikají komplikace, jako je například omezený rozsah pohybu kloubů či poruchy motorického řízení. Tato dysfunkce se pak projeví v chůzi, která se vyznačuje asymetrií. Chůze je doprovázena zpožděnými a narušenými rovnovážnými reakcemi a sníženým zatížením paretické dolní končetiny. Důsledkem toho je narušený hladký a symetrický pohyb těla vpřed (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 338; Balaban a Tok, 2014, ss. 635–636). Hemiparetická chůze je tak souhrnem odchylek a kompenzačních mechanismů, které jsou určeny zbytkovou funkcí pacienta (Balaban a Tok, 2014, s. 641).

Po CMP nastávají bezprostředně dva základní problémy, které mají vliv na kvalitu chůze. Za prvé dochází ke snížení svalové síly a k neschopnosti vytvářet volní svalové kontrakce normálního rozsahu v různých svalových skupinách. Důvodem snížené svalové síly je snížený počet funkčních motorických jednotek, snížení přenosu akčních potenciálů a zvýšená ztuhlost protilehlé svalové skupiny. Za druhé se porucha chůze vyznačuje špatně načasovanou a neadekvátně vystupňovanou svalovou aktivitou (Olney a Richards, 1996, ss. 136–137). Během pár týdnů se mohou objevit další dvě významná poškození, jako je spasticita či změny mechanických vlastností svalu. Z důvodu změny svalového napětí dochází k omezení pasivního

i aktivního rozsahu pohybu (Olney a Richards, 1996, s. 136). Pacienti s poruchami chůze jsou kvůli narušené koordinaci více náchylní k častým pádům. Porucha koordinace může být způsobena asymetrií svalové síly mezi končetinami, změnou propriocepce, ale může být také vyvolána ataxií či vestibulárními poruchami (Rossano a Terrier, 2016, s. 2). Po CMP můžeme také u chůze zaznamenat větší využívání rotace hrudníku oproti rotaci pánve. Tato rotace je vysvětlena jako kompenzace pro snížený rozsah pohybu do švihů postižené horní končetiny s cílem usnadnit přesun těžiště těla pro zlepšení pohybu vpřed (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, ss. 343–344). Během chůze si dále můžeme všimnout mírné flexe trupu a laterálního posunu pánve na stranu stejné neparetické dolní končetiny, tzv. „shift pánve“. Tento laterální posun taktéž napomáhá posunu hmotnosti během švihové fáze postižené dolní končetiny (Woolley, 2001, s. 5).

Bylo zjištěno, že hemiparetická chůze vyžaduje o 50–67 % větší metabolický výdej energie, než u zdravých jedinců při chůzi o stejné rychlosti (Woolley, 2001, s. 9).

1.2.3 Časové a prostorové charakteristiky hemiparetické chůze

Nejčastěji hodnocenými prvky pro symetrii chůze jsou časoprostorové parametry. Někdy je chůze hodnocena také prostřednictvím kinetických a kinematických parametrů. Časové parametry pracují s dobou strávenou ve švihové fázi či stojné fázi, zatímco prostorové parametry využívají k výpočtu prostorové symetrie délku kroku. Časová asymetrie hemiparetické chůze je často popisována kvantitativně jako prodloužená doba švihové fáze na paretické straně, anebo jako prodloužená stojná fáze na neparetické straně ve srovnání s kontralaterální dolní končetinou. Naproti tomu asymetrické prostorové charakteristiky chůze jsou méně konzistentní. Někteří pacienti mohou vykazovat větší délku kroku na paretické straně, zatímco jiní mají delší krok na nepostižené straně (Balaban a Tok, 2014, s. 636).

Jednou z časových charakteristik hemiparetické chůze je snížená rychlost chůze, která je pravděpodobně výsledkem souhry několika faktorů, jako je pomalá obnova motorické funkce, zhoršení rovnováhy a snížení svalové síly. Rychlost chůze je ukazatelem celkového výkonu chůze a je úzce spojena s mnoha dalšími časoprostorovými parametry chůze, jako je kadence, délka dvojkroku, doba trvání dvojkroku, doba fáze dvojí opory a doba stojné fáze paretické a neparetické dolní končetiny. U hemiparetické chůze můžeme dále zaznamenat zvýšený čas dvojkroku a sníženou kadenci (Balaban a Tok, 2014, s. 636; Woolley, 2001, s. 2). Dále dochází ke změnám poměru stojné a švihové fáze. Stojná fáze postižené i nepostižené dolní končetiny trvá delší dobu a zaujímá větší podíl krokového cyklu v porovnání se zdravými

jedinci. Na nepostižené straně zaujímá stejná fáze větší část krokového cyklu v porovnání s postiženou dolní končetinou. Postižená dolní končetina zaujímá méně času ve stejné fázi a více času ve fázi švihové (Olney a Richards, 1996, s. 137). Důsledkem toho dochází ke zvýšené době stejné fáze a snížené době švihové fáze na neparetické dolní končetině (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 341). Delší doba strávená ve fázi dvojí opory bývá přítomna u nepostižené dolní končetiny (Balaban a Tok, 2014, s. 636). Mezi základní prostorové charakteristiky chůze patří délka kroku. Mnoho studií uvádí, že délka kroku paretické dolní končetiny je obecně delší než délka kroku u druhostranné končetiny. Vysvětlením je zvýšená propulze neparetickou dolní končetinou, která může vést právě k prodloužení kroku paretické dolní končetiny. Avšak existuje určitá variabilita, kdy někteří pacienti vykazují značnou odlišnost v opačném směru (Balaban a Tok, 2014, s. 637). Asymetrie poměrů stejné fáze kroku, švihové fáze kroku a délky kroku mají značnou negativní souvislost s rychlostí chůze, kdy s menší rychlostí vzniká větší asymetrie (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 341).

Dalším problémem, který souvisí se změnami časoprostorových charakteristik chůze, je zhoršená kontrola rovnováhy (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 341).

1.2.4 Patologie stejné fáze krokového cyklu

Při pomalé chůzi je fyziologický rozsah pohybu kyčelního kloubu v rozsahu 15° flexe při počátečním kontaktu až po 10° extenzi, ke které dochází během konečného stoje. Aktivita kyčelních extenzorů je důležitá pro pohyb těla vpřed přes stejnou dolní končetinu. U pacientů po CMP se často můžeme setkat s nedostatečnou extenzí v kyčelním kloubu na paretické dolní končetině. Nejčastější příčinou této patologie je zvýšený flekční moment plantárních flexorů, který může být výsledkem nadměrné aktivity plantárních flexorů, nedostatečnou excentrickou kontrakcí plantárních flexorů nebo jejich zkrácením, které limituje dorzální flexi v hlezenním kloubu. Pro kyčelní extenzi s následným posunem trupu vpřed je nutná přítomnost dorzální flexe hlezna, která umožňuje pohyb dolní končetiny vpřed během konečné fáze stoje. Další možnou příčinou nedostatečné extenze v kyčli může být snížená funkce kyčelních extenzorů, adaptivně pak může dojít buď k jejich zkrácení, nebo k nadměrné aktivitě kyčelních flexorů, která omezuje pohyb kyčelního kloubu do extenze (Balaban a Tok, 2014, s. 637).

Rozsah kolenního kloubu se u pomalé fyziologické chůze pohybuje v rozmezí flexe 3° při počátečním kontaktu až po flexi 35° při odlepení palce od země na konci stejné fáze jako příprava na švihovou fázi (Balaban a Tok, 2014, s. 637). U chůze pacientů po CMP si můžeme všimnout tří základních patologických vzorů. Prvním z nich je zvýšená flexe kolenního kloubu

během stojné fáze, obzvláště při počátečním kontaktu. Další patologií může být snížená flexe kolenního kloubu v průběhu počátku stojné fáze chůze následována kolenní hyperextenzí v konečné stojné fázi krokového cyklu a zpožděným pohybem do kolenní flexe pro přípravu na švihovou fázi. Poslední častou patologií je enormní hyperextenze během téměř celé stojné fáze. Příčinou kolenní hyperextenze může být časné zapojení lýtkových svalů, což má za následek tah dolní končetiny dozadu, čímž je následně vynucena hyperextenze kolene (Woolley, 2001, s. 4). Další příčinou může být spasticita plantárních flexorů či jejich mechanické změny, jako je například svalová ztuhlost (Olney a Richards, 1996, s. 146). Hyperextenze kolene může také vznikat jako kompenzační mechanismus poskytující stabilitu končetiny při zatížení, v tomto případě se zapojují ischiokrurální svaly, které této stabilizaci hyperextenzí kolene napomáhají (Woolley, 2001, s. 4).

Pohyb hlezenního kloubu se během fyziologické chůze pohybuje v rozsahu od 8° dorzální flexe při počátečním kontaktu až po 17° plantární flexe při odlepení palce od země. Kinematické patologie hlezenního kloubu mohou vznikat již při iniciálním kontaktu, který by měl začínat úderem paty. Nadměrná aktivita či zkrácení plantárních flexorů limitují v konečné švihové fázi dorzální flexi (Balaban a Tok, 2014, s. 638). Výsledkem je patologie, kdy je počáteční kontakt zahájen buď položením celé plosky na zem, tzv. „foot flat“, nebo dokonce položením přednoží, tzv. „forefoot contact“ (Balaban a Tok, 2014, s. 638; Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 342). Další patologie nastává v průběhu předšvihové fáze, kdy dochází k odlepení palce od země. Rychlá plantární flexe je důležitá pro pohyb těla vpřed a zároveň přispívá k zvýšení délky kroku kontralaterální končetiny. U pacientů po CMP můžeme zaznamenat sníženou plantární flexi, jejíž příčinou může být snížená schopnost koncentrické kontrakce plantárních flexorů (Balaban a Tok, 2014, s. 638). Zkrácení plantárních flexorů pravděpodobně snižuje jejich schopnost produkovat dostatek síly (Balaban a Tok, 2014, s. 639). Pacienti, kteří vykazují stejnou délku kroku, jsou schopni nedostatečnou a oslabenou funkci plantárních flexorů kompenzovat oboustranným zvětšením rozsahu do flexe v kyčelním kloubu, což následně vede ke zvýšené počáteční švihové fázi. Pacienti s asymetrickou délkou kroku se většinou spoléhají na nepostíženou dolní končetinu s vyšší aktivitou plantárních flexorů a kolenních extenzorů způsobujících pohyb těla vpřed (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 343). Další patologií, která se může během stojné fáze objevit, je tzv. „clawing prstů“. Pokud se objeví při vstávání do stoje a při zatížení plosky, vždy během chůze dochází ke zhoršení, ačkoliv během odpočinku vždy vymizí. Tento jev se vyskytuje spíše u pacientů s horší posturální kontrolou a při úkolech náročných na zajištění rovnováhy (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 342).

1.2.5 Patologie švihové fáze krokového cyklu

Při pomalé chůzi se během švihové fáze dostává kyčelní kloub do flexe, která probíhá v rozsahu z 9° extenze ve fázi odlepení palce až po 20° flexi, které je dosaženo při střední fázi švihu. Flexe kyčelního kloubu je vyžadována pro dosažení normální délky kroku švihové dolní končetiny. U pacientů po CMP můžeme však často zaznamenat sníženou flexi v kyčli. Pacienti při pomalé chůzi započínají pohyb trupu a pánve již během časné předšvihové fáze, místo flexe v kyčelním kloubu, která by měla pohybu trupu a pánve předcházet. Při této patologii se váha těla posunuje na nepostiženou stranu. Nedostatečná aktivita kyčelních flexorů může vyvolat hyperaktivitu kyčelních extenzorů (Balaban a Tok, 2014, s. 639). Díky nedostatečné kyčelní flexi mohou mít pacienti také problém s přesunem chodidla nad zemí, tzv. „foot clearance“. Pacienti tuto patologii nahrazují kompenzačními mechanismy, jako je elevace pánve na postižené dolní končetině, tzv. „hip hiking“, či cirkumdukce postižené končetiny (Olney a Richards, 1996, s. 146). Pro správný průběh švihové fáze jsou důležité kyčelní abduktory stojné dolní končetiny, které zabraňují poklesu pánve na straně švihové dolní končetiny. U hemiparetické chůze v momentě, kdy je postižená dolní končetina ve švihové fázi, přispívají abduktory kyčelního kloubu na nepostižené straně k elevaci pánve na straně postižené dolní končetiny, zatímco abduktory kyčelního kloubu na postižené straně přispívají ke kyčelní cirkumdukci (Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 343).

Kolenní kloub dosahuje při fyziologické chůzi až 65° flexe již během první třetiny švihové fáze, 4° flexe je dosaženo pak těsně před počátečním kontaktem. Snížení flexe kolenního kloubu během švihové fáze patří mezi nejběžnější poruchy chůze u hemiparetických pacientů. Tato patologie se pak projevuje chůzí se ztuhlým kolenem, což může být výsledkem hyperaktivity m. rectus femoris. Další příčinou může být oslabení kolenních flexorů (Balaban a Tok, 2014, s. 639). Druhou velmi častou patologií, která se může ve švihové fázi objevit, je snížená extenze kolene, předcházející počátečnímu kontaktu paty se zemí. Vzniká tak nedostatečné zrychlení dolní končetiny ze střední do pozdní fáze švihu, které produkuje rychlostně závislé momenty, které normálně napomáhají kolenní extenzi. Další možnou příčinou snížené kolenní extenze může být nadměrná aktivita kolenních flexorů, jejich zkrácení, ztuhlost nebo nedostatečná aktivita kolenních extenzorů (Balaban a Tok, 2014, s. 639).

Hlezenní kloub při fyziologické chůzi dosahuje neutrální pozice ve střední stojné fázi, před počátečním kontaktem patou pak dochází k mírné dorzální flexi. Dosažení neutrální pozice hlezna je důležité, protože v momentě, kdy chodidlo prochází v těsné blízkosti nad zemí, neutrální pozice v hlezenním kloubu facilituje končetinovou „clearance“, která zabraňuje

dotyku prstů se zemí. Mezi patologie hlezenního kloubu u pacientů po CMP patří snížený pohyb do dorzální flexe. Nedostatečná hlezenní dorzální flexe je během švihové fáze a při počátečním kontaktu pravděpodobně způsobena hyperaktivitou plantárních flexorů nebo nedostatečnou aktivitou dorzálních flexorů. Další příčinou této patologie může být zkrácení plantárních flexorů. Omezená flexe v kyčelním a kolenním kloubu s nedostatečnou dorzální flexí hlezenního kloubu zvyšuje délku dolní končetiny. Prodloužení dolní končetiny je výsledně příčinou snížené „clearance“ chodidla během švihové fáze, což vede k tzv. „toe dragging“ nebo kompenzačně k cirkumdukci postižené dolní končetiny. Elevace pánve na straně švihové dolní končetiny je jen další kompenzací pro dosažení „foot clearance“ (Balaban a Tok, 2014, s. 639).

1.3 Terapie chůze

Schopnost chůze má přímou souvislost s funkční nezávislostí (Rodrigues-Baroni et al., 2014, s. 502). Navzdory nedávným pokrokům v lékařských a rehabilitačních vědách zůstává u mnoha jedinců po CMP zbytková porucha chůze, která má negativní vliv na schopnost vykonávat každodenní běžné aktivity, a tedy i na celkovou kvalitu života (Nascimento et al., 2015, s. 10; Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 336). Limitace chůze se tedy stává jednou z hlavních příčin neschopnosti, kdy se jedinec stává odkázán pouze na pohyb po domácnosti, čímž dochází k jeho izolaci od společnosti. Nejčastějším problémem těchto pacientů je snížená rychlost chůze, snížená délka kroku, snížená kadence a asymetrické časové charakteristiky chůze. Průměrná rychlost chůze se u pacientů po CMP pohybuje od 0,4 po 0,8 m/s, přičemž zdraví jedinci se pohybují rychlostí 1–1,2 m/s (Nascimento et al., 2015, s. 10). Rychlost chůze nižší než 0,4 m/s limituje pacienta na chůzi v domácím prostředí, rychlost mezi 0,4–0,8 m/s umožňuje pacientovi omezený pohyb ve společnosti a rychlost vyšší než 0,8 m/s je nutná pro plný pohyb ve společnosti bez limitace. Dosažení vyšší rychlosti chůze tedy vede ke zlepšení zapojení jedince do společnosti, což následně přispívá ke zvýšené kvalitě života jedince (Rodrigues-Baroni et al., 2014, s. 502).

Existují studie, které hodnotily názory pacientů po CMP, o podmínkách, které usnadňují účast v každodenním životě. Více než 70 % respondentů považovalo schopnost pohybovat se ve společnosti za velmi důležitou. Avšak téměř 40 % dotazovaných pacientů po CMP byli neschopni chůze či limitováni v chůzi v rámci jejich bezprostředního okolí (Lord et al., 2004, s. 234). Olney a Richards (1996, s. 136) uvádí, že pouze 23–31 % pacientů, kteří prodělali CMP, jsou schopni samostatné chůze již během prvního týdne od ataky. Po třech týdnech zvládá samostatnou chůzi již 50–80 % pacientů a po šesti měsících od ataky toto číslo vzrůstá až na 85 % pacientů. Je tedy zřejmé, že obnova nezávislé chůze se tak stává jedním z hlavních

cílů rehabilitační péče (Olney a Richards, 1996, s. 136; Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 336; Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 117).

CMP je příčinou ztráty určité motorické funkce, a ačkoliv konvenční rehabilitace zahrnuje řadu přístupů založených na neurofyziologickém podkladě (př. Bobath koncept, metoda Rood, Proprioceptivní neuromuskulární facilitace), neexistuje zatím žádná uznávaná rehabilitační metoda, která by byla založena na přesvědčivých důkazech (Arya et al., 2011, s. 529; Saposnik a Levin, 2011, s. 1380). Jednou z možností terapie chůze u pacientů po CMP je kromě standardní fyzioterapie využití treadmillů. Tyto chodící pásy jsou na rozdíl od běžných chodících pásů vybaveny silovými a tlakovými plošinami, pomocí kterých můžeme chůzi analyzovat. Chůzi na treadmillu můžeme navíc obohatit pohybem ve virtuálním prostředí. Takový multifunkční systém již spadá do pokročilé rehabilitační technologie, kdy cílem těchto technologií je vyvolat vyšší odpovědi než pouze primitivní reflexní reakce. Je zde kladen důraz na vlastní aktivitu pacienta, přičemž se využívá zpětné vazby pomocí různých senzorů. Důležitou roli zde hraje plasticita centrálního nervového systému, zvláště mozku (Vařeka, Vařeková a Bednář, 2016, s. 169). Ačkoliv je pro zlepšení rychlosti chůze prokázán pozitivní efekt běžného tréninku chůze po zemi, tak i tréninku chůze na treadmillu, je vhodné k terapii přidat nové techniky a nástroje, které by mohly optimalizovat zásahy cílené na zlepšení schopnosti chůze. Studie naznačují, že jedním z takových nástrojů pro zlepšení kvality chůze by mohlo být využití technik založených na virtuální realitě (Rodrigues-Baroni et al., 2014, s. 502). Nevýhodou využití pouze treadmillu bez virtuální reality je eliminace zrakové kontroly nad pohybem v prostředí, kdy zraková kontrola je důležitá pro řízení rychlosti chůze a délky kroku. Obnovení zrakové kontroly nad pohybem, například zahrnutím virtuálního prostředí do terapie na treadmillu, přispívá k většímu ponoření do prostředí, zvýšení motivace a vede k vytvoření důležité vizuální informace o pohybu, což následně přispívá ke zlepšení vzorů chůze. Aby během chůze došlo ke zlepšení pohybových vzorů, vyžaduje pohybový trénink vytvoření konzistentních, kinematicky správných pohybů končetin. Naproti tomu asistovaná terapie může mít pro pacienta větší zisk, protože pacientovi umožňuje cítit a samostatně zkorigovat jeho vlastní chyby objevující se při pohybu, což je při opětovném učení se pohybu zásadní. Z tohoto důvodu je vhodné do terapie zakomponovat zpětnou vazbu, která může být poskytnuta v různých formách. Za tímto účelem byla provedena integrace treadmillu se systémem virtuální reality, tzv. „*Integrated Virtual Environment Rehabilitation Treadmill system*“ (Lewek et al., 2012, s. 749).

1.3.1 Využití treadmillu v terapii chůze

Jedním z hlavních cílů rehabilitace u pacientů po CMP je zlepšení chůze. Je prokázáno, že zlepšení můžeme dosáhnout opakujícím se intenzivním cvičením chůze, které představuje například trénink na chodícím pásu – treadmillu. Pohybující se pás pravděpodobně facilituje aktivitu centrálních generátorů pohybu (z angl. central pattern generator, dále jen CPG), které jsou uloženy v míše, čímž dochází ke stimulaci opakovaného pohybu v krokovém cyklu. Pás dále nutí pacienta k většímu zatížení paretické dolní končetiny a umožňuje rychlejší chůzi, než které by pacient dosáhl při běžné chůzi mimo pás (Krobot et al., 2017, s. 524; Visintin et al., 1998, s. 1122). Chůze je pohyb, při kterém dochází k rytmickému střídání aktivity flexorů a extenzorů končetin, přičemž se předpokládá, že celý pohyb je výsledkem spuštění dopředu připraveného centrálního motorického programu, který je zakódován v paměti neuronální sítě spinální míchy jako CPG (Králíček, 2011, s. 141; Vařeka, Vařeková a Bednář., 2016, s. 170). Každá končetina má svůj CPG a pokud dojde k aktivitě všech končetin, podléhají následně CPG vzájemné koordinaci (Králíček, 2011, s. 141). CPG jsou schopny samostatně produkovat opakované rytmické pohyby, a to nezávisle na somatosenzorické zpětné vazbě či na kontrole z vyšších etází centrální nervové soustavy. Tato aktivita je dále přeměněna na rytmickou svalovou aktivitu vedoucí k rytmickému chování, jako je pohyb (Latash, 2008, s. 222). Této samostatné funkce lze však dosáhnout pouze za laboratorních podmínek (Vařeka, Vařeková a Bednář, 2016, s. 170). CPG rovněž přijímá vstupy z periferních receptorů (zrakové, vestibulární, proprioreceptivní) a pravděpodobně i z dalších struktur, a to nezávisle na centrálním nervovém systému. Aferentní vstupy jdoucí k CPG mohou změnit vzory jejich aktivit, což může vést ke změnám chůze (Latash, 2008, s. 223). U zdravých jedinců jsou CPG pravděpodobně aktivovány tzv. mesencefalickou lokomoční oblastí, která se nachází v oblasti retikulární formace středního mozku (Králíček, 2011, s. 141). Úkolem této oblasti je reflexně upravovat motorický program CPG tak, aby byla výsledná lokomoce přizpůsobena terénu, ve kterém se osoba pohybuje (Králíček, 2011, s. 141; Latash, 2008, s. 223).

Chůze na treadmillu představuje metodu rehabilitace chůze, která je u pacientů po CMP čím dál více oblíbená, a v porovnání s běžným tréninkem chůze po zemi má řadu výhod. Jednou z výhod chůze na treadmillu je využití malého prostoru a možnost řízení kontroly rychlosti chůze (Lee a Hidler, 2008, s. 748). Další výhodou je, že chůze po páse umožňuje pacientovi provedení většího množství kroků v rámci jednoho tréninku. Uvádí se, že na chodícím páse lze během jedné 20 minutové terapie provést až 1 000 kroků oproti konvenční terapii chůze, kde pacient ujde pouze 50–100 kroků (Mehrholtz, Pohl a Elsner, 2014, s. 7). Rovněž dochází

ke snížení asymetrie časoprostorových charakteristik chůze, a to za předpokladu, že pacient využije oporu horních končetin o postranní madla. Jestliže chůze probíhá bez opory horních končetin, asymetrie chůze se oproti chůzi se zevní oporou zvýrazňuje (Lewek et al., 2012, s. 754). Během chůze na treadmillu se pacient pohybuje stále na jednom místě, což umožňuje zaujetí optimální pozice terapeuta, který může pacientovi poskytnout při chůzi pomoc. Navíc, využitím závěsného podpůrného systému dochází k nadlehčení pacienta, což umožňuje bezpečný trénink chůze, který lze takto realizovat již v časnějším období ve srovnání s konvenčním tréninkem chůze (Lee a Hidler, 2008, s. 748).

Chůze na treadmillu poskytuje specifický trénink, který významně zvyšuje vytrvalost a rychlost chůze u pacientů po CMP, avšak nedochází ke změnám, které by vedly k nezávislé chůzi. Jestliže je terapie na treadmillu poskytována v menším rozsahu než 3x týdně, nedochází v již zmíněných parametrech k významným změnám (Baer et al., 2018, s. 2). Doporučené časové rozpětí jedné terapeutické jednotky zůstává zatím předmětem zkoumání (Baer et al., 2018, s. 9). Franceschini et al. (2009, s. 3079) provedli studii, ve které zjistili, že pokud se u pacientů po CMP v časném stádiu ke konvenční terapii chůze přidá 20 minutová terapie chůze na treadmillu s využitím podpůrného závěsného systému, nedochází k žádným efektivním změnám v porovnání se zařazením pouze běžné terapie.

Přestože má chůze na treadmillu řadu výhod, hlavním cílem pacientů je samostatná chůze po zemi a schopnost přizpůsobit se terénu. Z tohoto důvodu je velice důležité, aby strategie kontroly pohybu, využívané během každé modality chůze, byly podobné, čímž by se zlepšení chůze na treadmillu přeneslo na běžnou chůzi po zemi. Existují studie, které porovnávaly chůzi na treadmillu ve srovnání s chůzí po zemi. Tyto studie hodnotily časové charakteristiky chůze, kinematiku kloubů a aktivaci jednotlivých svalů. Jejich výsledky jsou však velmi rozporuplné a nepřesvědčivé (Lee a Hidler, 2008, s. 748).

K terapii na treadmillu se využívá například chodící pás HP Cosmos Zebris FDM-T. Tento přístroj lze také využít u pacientů s poruchou rovnováhy, kdy lze pacienta zabezpečit v podpůrném závěsném systému. Využitím podpůrného závěsného systému dochází ke snížení rizika vzniku hyperextenze kolenních kloubů a celkově k efektivnějšímu zvýšení mobility v porovnání s chůzí bez odlehčení (Burget, 2015, s. 75). Při terapii lze dále využít prvků virtuální reality či rozšířené virtuální reality, kdy je možné modifikovat podmínky virtuálního prostředí s ohledem na individuální schopnosti pacienta (Krobot et al., 2017, s. 524).

1.3.2 Plasticita centrálního nervového systému

Neuroplasticita znamená schopnost centrálního nervového systému přizpůsobit se fyziologickým či patofyziologickým funkčním požadavkům systému s následnou reorganizací uvnitř systému (Ambler, 2006, s. 16; Carr a Shepherd, 2011, s. 4). Neuroplasticita je zachována po celou dobu života, největší míry však dosahuje v dětství. Neurofyziologické mechanismy plasticity jsou vrozené a rehabilitací je nelze přímo ovlivnit. Můžeme je však využít během motorického učení prostřednictvím vhodné aferentace (Vařeka, Vařeková a Bednář, 2016, s. 169; Rossano a Terrier, 2016, s. 2). Plasticita hraje významnou roli především v rámci kompenzace ztracené či poškozené funkce (Ambler, 2006, s. 16; Arya et al., 2011, s. 529). Svého významu nabývá hlavně v centrálním nervovém systému, ve kterém oproti perifernímu nervovému systému nejsou nervové buňky a nervová vlákna schopny regenerace. V případě zániku neuronu se tak jedná o ireverzibilní stav (Ambler, 2006, s. 16). Po poškození mozkové tkáně, jako je například prodělání CMP, dochází k postižení jak struktury, tak funkce nervového systému. Zasaženy či zcela zničeny jsou těla nervových buněk, dendrity a axony, což nepřímo ovlivňuje plánování či vytváření nervových impulsů napříč nepoškozenou mozkovou tkání. K následným funkčním zlepšením pak dochází díky změnám v nepostižených částech mozkové tkáně (Carr a Shepherd, 2011, s. 3). Jedná se o změny neurochemické, neuroceptivní a strukturální. Neuroplasticita využívá faktu, že neurální buňky nemají pouze jednu funkci, ale jsou schopné vykonávat funkcí více. Samotné receptory vykazují plasticitu a v závislosti na opakování určité funkce se tak synaptický přenos stává silnějším nebo slabším (Carr a Shepherd, 2011, s. 4). Se zvýšeným využíváním části těla nebo se zvýšenou senzoricou zpětnou vazbou dochází postupně k reorganizaci mozkové tkáně (Carr a Shepherd, 2011, s. 5). Je prokázáno, že po poškození centrální nervové soustavy se plasticita přechodně výrazně zvyšuje. Například pacienti po CMP dosahují největších pokroků v rámci chůze v prvních třech měsících od ataky (Vařeka, Vařeková a Bednář, 2016, s. 169; Rossano a Terrier, 2016, s. 2). Neuroplasticita je tedy děj dynamický a závisí na mnoha faktorech, jako je doba uplynulá od proběhnutí iktu, intenzita a druh aplikované terapie (Arya et al., 2011, s. 529). Mechanismy obnovy funkce mozkové tkáně jsou rozšířeny v celém mozku. Do jaké míry dojde k funkční obnově, záleží především na faktorech prostředí a procesu učení, které přispívají ke změně efektivity a anatomického spojení již existujících neuronálních cest (Carr a Shepherd, 2011, s. 6). Motorické učení se tak stává nedílnou součástí procesu neuroplasticity (Carr a Shepherd, 2011, s. 7). Pro obnovu motorické funkce je vhodné zvolit včasnou cílenou intenzivní rehabilitaci s multisenzoricou zpětnou vazbou. Důležitou součástí terapie je také aktivní účast

pacienta a jeho motivace (Vařeka, Vařeková a Bednář, 2016, s. 170; Carr a Shepherd, 2011, s. 8). V období po CMP jsou výrazně omezeny fyzické i psychické kapacity pacienta a rychle tak dochází k vyčerpání, proto je během terapie nutné respektovat únavu pacienta (Vařeka, Vařeková a Bednář, 2016, s. 170).

1.3.3 Virtuální realita

Rehabilitace založená na virtuální realitě je poměrně nedávným přístupem, který umožňuje procvičování funkčního úkolu v mnohem vyšší dávce ve srovnání s konvenční terapií. Je složena z technik, které umožňují senzorní experimentování skrze interakci mezi člověkem a počítačovými technologiemi. Virtuální realita je definována jako technologie využívající interaktivních simulací, které jsou vytvořeny pomocí počítačového hardwaru a softwaru tak, aby uživatelům poskytly příležitost zapojit se do prostředí, které je podobné reálnému světu (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 117). Virtuální prostředí je interaktivní prostředí, které svojí podobou připomíná hru a poskytuje pacientovi motivaci a potěšení ze správně vykonaného pohybu, což následně prodlužuje trvání terapeutické jednotky (Darekar et al., 2015, s. 1). Klíčovou vlastností celé této technologie je pocit přítomnosti v simulovaném prostředí, které má daný jedinec pod kontrolou. Pociťování přítomnosti ve virtuálním světě je dáno komunikací, pohybem a manipulací jedince s objekty ve virtuálním prostředí, i přesto, že fyzicky v tomto prostředí přítomen není (Kizony et al., 2010, s. 253). Pociťování kontroly nad prostředím dává jedinci možnost interakce s prostředím a s objekty v prostředí. Tyto dva základní aspekty rozlišují virtuální realitu od ostatních technologií, založených na vizuálním zobrazení, jako je například sledování videa či televize (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 117). Hlavním cílem virtuální reality je vytvořit věrohodné umělé prostředí, které bude mít stejně jako reálné prostředí stimulační vliv na vykonávání určité pohybové aktivity pacienta. Během terapie lze dle stavu pacienta nastavit různě obtížné prostředí, ve kterém se bude pacient pohybovat (Romano, 2005, s. 580). V současné době je k dispozici široká škála rozhraní umožňujících interakci jedince s virtuálním prostředím. Jednotlivými komponentami mohou být běžná zařízení, jako je například myš, klávesnice nebo joystick, nebo složitější systémy vybavené kamerami, senzory a zpětnovazebnými zařízeními, poskytující uživatelům pocit schopnosti dotknout se virtuálního objektu či vyhnout se překážkám, které jsou podobné skutečnému světu (Rodrigues-Baroni et al., 2014, s. 503).

Klíčovým prvkem virtuální reality je vizuální informace o pohybu a chování uživatele během provádění vybraných úkolů ve virtuálním prostředí (Santos et al., 2016, s. 76). Pacienti

jsou tak motivováni hrou v prostředí, která vede k zábavné formě sbírání zkušeností. V některých aplikacích může pacient vidět zapojení své postavy do různých aktivit s virtuálními lidmi, což zajišťuje okamžitou zpětnou vazbu. Zpětná vazba podporuje maximální soustředěnost pacienta na provádění jednotlivých aktivit během terapie (Romano, 2005, s. 580). K okamžité zpětné vazbě dochází na základě externích a interních smyslů. Do externích smyslů patří například zrak a sluch, interní smysly představují proprioreceptory. Je-li to nutné, je pohybový plán jedince opraven za účelem dosažení daného cíle (Santos et al, 2016, s. 76).

Virtuální realita poskytuje pacientovi tři odlišné typy informací: vizualizaci pohybu, zpětnou vazbu o pohybu a souvislé informace o vykonávaném pohybu. Během vykonávání pohybového úkolu je pacientův pohyb zachycen a zobrazen ve virtuálním prostředí (vizualizace pohybu). V závislosti na úspěšnosti plnění úkolu jsou informace o dosažení cíle či o požadované změně pohybu přenášeny přes smyslové vjemy (zpětná vazba o pohybu). Tyto dvě informace se nakonec promítají do výsledného pohybu ve virtuálním prostředí, které pacienta informuje o širších souvislostech vykonávaného pohybu. Pozorování či představování si jednotlivých pohybů těla stimuluje obnovu pohybových funkcí a poskytuje nové možnosti pro kortikální reorganizaci s následným vylepšením pohybové funkce. Zdá se tedy, že vizualizace pohybu může hrát velice důležitou roli při reedukaci pohybu, i přesto, že tento aspekt zůstává ještě předmětem systematického zkoumání (Santos et al., 2016, s. 76).

1.3.4 Vliv virtuální reality na plasticitu centrálního nervového systému

Neuroplasticita se objevuje na mnoha úrovních, což znamená, že charakter a rozsah plasticity se může lišit. Během tohoto procesu nastávají krátkodobé buněčné změny, které se objevují jako výsledek dočasné změny dráždivosti určité skupiny neuronů. Krátkodobé změny nervové excitability přetrvávají řádově sekundy až hodiny. Na základě neustále opakovaného procvičování určité dovednosti vznikají však změny dlouhodobé – tedy strukturální, přetrvávající roky až desítky let. Tyto změny lze prokázat u jedinců, kteří jsou velmi zdatní při plnění určité dovednosti (Cheung et al., 2014, s. 6).

Mezi jednotlivými neurony existují spojení, která se průběžně mění v závislosti na stimulujících podnětech přicházejících z okolního prostředí. Tyto dynamické změny interneuronových spojení představují klíčovou složku neuroplasticity a zahrnují dva základní jevy: synaptické prořezávání a neurální interakci. Prořezávání synapsí je významně ovlivněno stimulací z okolního prostředí. Během procesu učení pak mezi neurony vznikají interakce. V případě, že se určité spojení mezi neurony již nepoužívá, dochází postupně k oslabení

až úplnému vymizení této interakce. Důvodem oslabení interakce je poskytnutí většího prostoru pro vytvoření nových či posílení již existujících aktivních spojení. Interakce mezi jednotlivými neurony jsou tak neustále v závislosti na stimulaci z okolního prostředí měněny a redefinovány (Cheung et al., 2014, s. 7).

CMP může být příčinou významného postižení či zničení mozkové tkáně, s čímž souvisí poškození nebo ztráta určité motorické funkce. Virtuální realita představuje jednu z možností, pomocí které lze u pacientů po CMP dosáhnout dlouhotrvajících, tedy strukturálních změn v mozkové tkáni (Cheung et al., 2014, s. 6). Pro vyvolání neuroplastických změn a obnovu pohybu má zásadní význam učení a časté opakování určitého úkolu (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 117). Intenzivní a individuálně nastavená terapie má vliv na regeneraci, reorganizaci a kortikální plasticitu, kdy následně dochází k úplnému nebo alespoň částečnému obnovení poškozené motorické funkce (Mirelman, Bonato a Deutsch, 2009, s. 169; Arya et al., 2011, s. 534). Existuje dostatek důkazů, které naznačují závislost plasticity na frekvenci používání, intenzitě a délce procvičování daného úkolu. Všechny tyto důležité faktory mají vliv na rozsah neurální reorganizace (Cheung et al., 2014, s. 13). Stimulace virtuální realitou je obzvláště efektivním nástrojem, který zprostředkovává sledování vlastního chování v trojrozměrném prostředí, poskytuje detailní analýzu chování jedince ve virtuálním prostředí a umožňuje procvičování daného úkolu s okamžitou zpětnou vazbou s cílem dosažení požadovaného chování jedince. Terapií založenou na virtuální realitě je tak dosaženo opakovaného tréninku určitého pohybu, což potenciálně přispívá ke zlepšení motorické kontroly (Cheung et al., 2014, s. 15).

Virtuální prostředí nabízí uživateli komplexní, interaktivní a multisenzorické informace (Cheung et al., 2014, s. 15). Je prokázáno, že učení se určitého pohybu, který je konkrétní součástí daného pohybového úkolu, navozuje větší neuroplastické změny ve srovnání s prostým zvýšeným používáním končetiny. Vizuální informace poskytují silné signály pro reorganizaci senzikomotorických drah, kdy například poruchy zraku mohou ovlivnit motorické korové oblasti během motorického učení. Aktivní procvičování, během kterého je využívána zpětná vazba k redukci pohybových chyb, formuje neurální aktivitu v motorické a premotorické oblasti. Navíc, opakování a vědomé pozorování vlastního chování může facilitovat velikost motorických evokovaných potenciálů a ovlivňovat tak kortiko-kortikální interakce (jak facilitační, tak inhibiční) v motorické a premotorické oblasti (Cheung et al., 2014, s. 16). Motorické evokované potenciály, vznikající po stimulaci motorické kůry jedince, představují jednu z metod, jak lze snímat změny v mozkové excitabilitě po stimulaci nervového systému (Cheung et al., 2014, s. 10). Pro neurální reorganizaci jsou charakteristické změny v obvodu

ipsilaterální senzomotorické oblasti, zvyšuje se konektivita v senzomotorické kůře obou hemisfér, dále v ipsilaterální motorické kůře a obecně dochází k rovnováze mezi hemisférami (Seleh et al., 2011, s. 8121).

1.3.5 Využití virtuální reality v terapii chůze

Nejběžnější poruchy vyplývající z CMP zahrnují hemiparézu, poruchu řízení pohybu, sníženou obratnost, poruchu propiocepce a spasticitu. V důsledku toho mnoho pacientů po CMP vykazuje určitou redukci postihující mobilitu, nezávislost při plnění každodenních aktivit, rovnováhu a koordinaci (Gibbons et al., 2016, s. 440). Jak již bylo uvedeno, jedním z hlavních cílů rehabilitace u pacientů po CMP je dosažení rychlé chůze, která pacientovi poskytuje možnost lepšího sociálního začlenění a zlepšení kvality života (Mirelman, Bonato a Deutsch, 2009, s. 169; Gibbons et al., 2016, s. 440). Terapeutické intervence, které umožňují časté opakování aktivit spojených s chůzí, mají vliv na zlepšení rychlosti a vzdálenosti, kterou pacient ujde. Mezi takovými neurorehabilitačními terapeutickými intervencemi, které mají potenciál zlepšit mobilitu pacienta po CMP, patří například virtuální realita (Gibbons et al., 2016, s. 441). Technologií zahrnujících robotiku a virtuální realitu je v poslední době u pacientů po CMP čím dál více využíváno. Výhodou těchto technologií je schopnost zvýšit motivaci pacienta k provedení úkolu, přizpůsobit se pacientovi a udržet jeho bezpečnost. Využívá se zde intenzivního opakování dané funkce, přičemž náročnost terapie je vždy individuálně přizpůsobená každému pacientovi (Mirelman, Bonato a Deutsch, 2009, s. 169). Časté opakování a intenzita úkolů orientovaných na trénink paretické končetiny vede k rozvoji neuroplasticity, která napomáhá návratu pohybové funkce (Saposnik a Levin, 2011, s. 1380; Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 117). Návrat poškozené motorické funkce závisí na neurologické obnově, adaptaci a učení se nových strategií a pohybových programů (Saposnik a Levin, 2011, s. 1385). Využití virtuálního prostředí zvyšuje motivaci pacienta k vykonání určitého pohybu, přičemž individuálně zvolený tréninkový program o vysoké intenzitě s následnou zpětnou vazbou přes smyslové informace napomáhá efektivnímu motorickému učení (Santos et al., 2016, s. 76). U pacientů po CMP tak po terapii s virtuální realitou dochází ke zlepšení kvality chůze, zvýšení celkové vzdálenosti, kterou pacient ujde a zvýšení rychlosti chůze (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 117). Zaznamenán byl také pozitivní vliv na zlepšení chůze do schodů, svalové činnosti, rovnováhy a symetrizace jednotlivých parametrů chůze (Mirelman, Bonato a Deutsch, 2009, s. 169). Obnova symetrické chůze je důležitá pro zlepšení efektivity a rychlosti chůze, přičemž cílem je snížit riziko vzniku muskuloskeletálního zranění

dolní končetiny a ztráty kostní hmoty paretické končetiny (Lewek et al., 2012, s. 748). Zlepšení rovnováhy a pohyblivosti napomáhá u pacientů po CMP k dosažení funkční nezávislosti (Darekar et al., 2015, s. 1).

Z uvedeného tedy vyplývá, že terapií založenou na virtuální realitě lze dosáhnout zlepšení senzorických, motorických a kognitivních funkcí s následným zvýšením funkčních schopností (Romano, 2005, s. 580). Výsledný efekt terapie však závisí na průběhu a intenzitě rehabilitace (Saposnik a Levin, 2011, s. 1385). V případě, že je standardní rehabilitace nahrazena terapií virtuální realitou, dochází k významnému zlepšení rychlosti chůze, rovnováhy a mobility. Pokud je virtuální realitě věnován odpovídající čas, má pro pacienta dokonce větší přínos oproti standardní terapii (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, s. 122). Dobkin (2004, s. 11) ve své studii uvádí, že přidání prvků virtuální reality při terapii chůze je výhodné, protože umožňuje trénink v obohaceném prostředí, které je podobné reálnému prostředí z každodenního života. Navíc úkoly obohacené virtuální realitou byly popsány jako zajímavější a zábavnější, což přispívá k delšímu tréninku a většímu počtu opakování. Využívání virtuálních prostředí při rehabilitaci chůze umožňuje terapeutovi postupně modulovat úroveň obtížnosti úloh a poskytnout pacientovi okamžitou zpětnou vazbu s ohledem k jeho výkonu. Výhodou je plnění úkolů, jejichž trénink by v reálném prostředí mohl být pro pacienta nebezpečný, například překonávání překážek (Rodrigues-Barnoi et al., 2014, s. 503).

2 CÍLE VÝZKUMU

2.1 Cíl výzkumu

Cílem diplomové práce je zhodnotit efekt terapie chůze na přístroji Zebris FDM-T Treadmill s použitím prvků virtuální reality.

2.2 Hypotézy výzkumu

Vědecká otázka č. 1

„Jaký efekt má terapie na treadmillu s využitím prvků virtuální reality na kvalitu chůze u pacientů v subakutním stádiu CMP?“

H₀1: Neexistuje významný efekt terapie chůze na treadmillu s použitím virtuální reality na naměřené parametry chůze.

H_A1: Existuje významný efekt terapie chůze na treadmillu s použitím virtuální reality na naměřené parametry chůze.

Vědecká otázka č. 2

„Jaký efekt má terapie na treadmillu na kvalitu chůze u pacientů v subakutním stádiu CMP?“

H₀2: Neexistuje významný efekt terapie chůze na treadmillu na naměřené parametry chůze.

H_A2: Existuje významný efekt terapie chůze na treadmillu na naměřené parametry chůze.

Vědecká otázka č. 3

„Existuje významný rozdíl v efektu mezi terapií na treadmillu s využitím prvků virtuální reality a terapií na treadmillu na kvalitu chůze u pacientů v subakutním stádiu CMP?“

H₀3: Neexistuje významný rozdíl mezi terapií chůze na treadmillu s použitím virtuální reality a terapií chůze na treadmillu na naměřené parametry chůze.

H_A3: Existuje významný rozdíl mezi terapií chůze na treadmillu s použitím prvků virtuální reality a terapií chůze na treadmillu na naměřené parametry chůze.

3 METODY VÝZKUMU

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Studie se zúčastnilo celkem 20 probandů. Jednalo se o pacienty s diagnostikovanou ischemickou CMP v subakutním stádiu hospitalizované na oddělení rehabilitace ve Fakultní nemocnici Olomouc. Pro testování a terapii byl použit přístroj Zebris FDM-T Treadmill s využitím prvků virtuální reality. Podmínkou pro zařazení do studie bylo vyloučení vizuálního deficitu, výrazného kognitivního deficitu, jiného neurologického onemocnění a dalších závažných onemocnění, která by byla pro terapii na treadmillu kontraindikována. Pacient musel být schopen porozumět námi zadávaným instrukcím. Další podmínkou pro zařazení do studie byla schopnost samostatné chůze či chůze s opěrnou pomůckou na vzdálenost 100 m. Váha každého účastníka nesměla přesáhnout celkovou nosnost přístroje, tedy 130 kg.

Pro zvýšení homogenity testovaného souboru byli vybráni pacienti pouze s ischemickou CMP v povodí arteria cerebri media. Ze studie tak byli vyřazeni čtyři probandi s diagnostikovanou ischemickou CMP v jiném povodí. Dále byli vyřazeni tři probandi, jejichž výsledky nemohly být z důvodu technických komplikací použity. U jednoho probanda nebylo měření dokončeno z důvodu příliš krátké hospitalizace na oddělení. Výsledný testovaný soubor zahrnoval 12 probandů, kteří byli náhodně rozděleni do dvou skupin. V experimentálním souboru bylo 6 pacientů, 4 muži (67 %) a 2 ženy (33 %). U pěti pacientů se jednalo o levostrannou hemiparézu a u jednoho pacienta o pravostrannou hemiparézu. Průměrný věk se směrodatnou odchylkou byl u experimentální skupiny $64,2 \pm 9,0$ let, věkové rozmezí bylo 54 až 75 let, hodnota mediánu 63,5 let. Přehled probandů experimentální skupiny je uveden v Tabulce č. 1 (s. 28). Kontrolní skupinu tvořilo rovněž 6 pacientů, 3 muži (50 %) a 3 ženy (50 %). Pět pacientů vykazovalo pravostrannou hemiparézu a jeden pacient levostrannou hemiparézu. Průměrný věk se směrodatnou odchylkou kontrolní skupiny byl $72,3 \pm 5,5$ let, věkové rozmezí bylo 62 až 76 let, hodnota mediánu 75,0 let. Přehled probandů kontrolní skupiny je uveden v Tabulce č. 2 (s. 28). Fisherovým přesným testem bylo prokázáno, že skupiny byly z hlediska pohlaví srovnatelné, $p = 1,000$. Mann-Whitneyovým U-testem nebyl mezi soubory prokázán signifikantní věkový rozdíl, $p = 0,065$.

Tabulka 1 Přehled probandů experimentální skupiny

Proband	Pohlaví	Věk	Povodí ischemické CMP	Hemiparéza	Počet terapií
1	Muž	54	ACM dx.	Levostranná	6
2	Muž	56	ACM dx.	Levostranná	9
3	Muž	73	ACM dx.	Levostranná	9
4	Muž	75	ACM dx.	Levostranná	7
5	Žena	59	ACM dx.	Levostranná	5
6	Žena	68	ACM sin.	Pravostranná	7

Tabulka 2 Přehled probandů kontrolní skupiny

Proband	Pohlaví	Věk	Povodí ischemické CMP	Hemiparéza	Počet terapií
1	Muž	75	ACM sin.	Pravostranná	6
2	Muž	76	ACM dx.	Levostranná	6
3	Muž	62	ACM sin.	Pravostranná	5
4	Žena	76	ACM sin.	Pravostranná	6
5	Žena	70	ACM sin.	Pravostranná	6
6	Žena	75	ACM sin.	Pravostranná	5

3.2 Průběh výzkumu

Vyšetření a terapie pacientů probíhaly v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc v časovém rozmezí od 8 do 12 hodin. Celý výzkum začal v dubnu 2017 a skončil v únoru 2018. Všichni účastníci byli nejprve seznámeni s průběhem měření a s průběhem následné terapie. Každý pacient musel podepsat informovaný souhlas s vyšetřením, terapií a s následným zpracováním dat (viz. Příloha 5, s. 87). Dále byl pacient podroben základnímu vstupnímu vyšetření, které zahrnovalo odebrání anamnézy a vyšetření schopnosti chůze na vzdálenost 100 m. Jestliže pacient splňoval všechny výše zmíněné podmínky, byl náhodně zařazen buď do experimentální, nebo do kontrolní skupiny. Po zařazení do příslušné skupiny byla započata terapie chůze. Nejprve byla provedena analýza chůze na přístroji Zebris FDM-T Treadmill. Pacienti zařazení do experimentální skupiny poté každý všední den absolvovali terapii na treadmillu s využitím prvků virtuální reality. Pacienti v kontrolní skupině absolvovali každý všední den terapii na treadmillu bez virtuální reality. Po dokončení terapie chůze byla

opět pro srovnání efektu dané terapie provedena analýza chůze na přístroji Zebris FDM-T Treadmill.

3.2.1 Analýza chůze na přístroji Zebris FDM-T Treadmill

Pro analýzu chůze se běžně využívá silové plošiny, která snímá směr a velikost reakční síly podložky při kontaktu chodidla s podložkou při chůzi (Whittle, 2007, s. 80; Perry a Burnfield, 2010, s. 458). Silová plošina se skládá z pevné desky a piezoelektrických či tenzometrických snímačů. Skrze tyto snímače je síla přenášena z povrchu desky na desku základovou (Perry a Burnfield, 2010, s. 458). Silová plošina snímá celkovou sílu, jakou chodidlo působí na podložku (Whittle, 2007, s. 80). Využívá se buď jedné velké silové plošiny, nebo kombinace několika silových plošin, které pojmu více cyklů chůze. Jednou z možností pro analýzu chůze je použití chodícího pásu, treadmillu, ve kterém je zabudována silová a tlaková plošina (Dierick et al., 2004, s. 299).

HP Cosmos Zebris FDM-T je měřicí systém, pomocí kterého můžeme analyzovat stoj, chůzi a odval chodidla (Zebris Medical GmbH, 2016, s. 3). Skládá se z chodícího pásu a dalších přídatných zařízení, jako je například kamera či EMG, která jsou přes USB napojeny na software systému, který je uložen v počítači (Zebris Medical GmbH, 2011, s. 4).

Chodící pás je dlouhý 150 cm a široký 50 cm. Obsahuje senzorovou plošinu, ve které se nachází více než 5 000 silových senzorů, které jsou uspořádány do sloupců a řádků běžících těsně vedle sebe (Zebris Medical GmbH, 2015, s. 21; Zebris Medical GmbH, 2011, s. 4). Tyto senzory dokážou vyhodnotit přesnost působící síly na $1\text{--}120\text{ N/cm}^2 \pm 5\%$ (Donath et al., 2016, s. 3). Prahová hodnota tlaku je 1 N/cm^2 (Zebris Medical GmbH, 2015, s. 13). Senzory jsou přibližně $0,85 \times 0,85\text{ cm}$ veliké a zachycují distribuci statického a dynamického tlaku jak při stoji, tak při chůzi se vzorkovací frekvencí 120 Hz. Vzhledem k vysoké hustotě senzorů je noha mapována ve vysokém rozlišení, takže přístroj dokáže zaznamenat i jemné změny rozložení sil v čase (Kalron a Achiron, 2013, s. 187). Ze snímaných tlaků jsou potom automaticky vypočítány časoprostorové charakteristiky kroku, jako je například délka kroku, šířka kroku a počet kroků za minutu. Chodící pás také zaznamenává rychlost chůze (Donath et al., 2016, s. 3). Před vlastním měřením je nutné provést kalibraci senzorové plošiny, což nám zaručí přesné výsledky měření (Zebris Medical GmbH, 2016, s. 3). Rychlost chodícího pásu lze nastavit od 0 km/h do 10 km/h, s průběžným zvyšováním rychlosti o 0,1 km/h. Plošinu lze sklonit maximálně o 15 % (Zebris Medical GmbH, 2015, s. 17). Vyhodnocení je provedeno přes speciální software systému, který integruje přicházející signály o rozložení sil a poskytuje

tak 2D nebo 3D report, kde můžeme jednotlivé časové úseky dále analyzovat (Kalron a Achiron, 2013, s. 187; Zebris Medical GmbH, 2016, s. 4). Výsledný report (viz. Příloha 1, ss. 82–83) se skládá z několika stránek a obsahuje časové a prostorové informace o jednotlivých fázích krokového cyklu. Dále jsou zde zobrazeny výsledky o rozložení tlaku. Silové křivky, které jsou rozděleny pro pravou a levou polovinu těla zvlášť, jsou zprůměrovány a normalizovány na 100 % krokového cyklu (Zebris Medical GmbH, 2011, s. 3). Pomocí přístroje tak můžeme získat cenné informace o poruchách chůze a odvalu chodidla (Zebris Medical GmbH, 2016, s. 3).

Systém je vybaven také okolními kamerami, které umožňují sledovat celý proces z perspektivy (Zebris Medical GmbH, 2016, s. 3). Vlastní video je pak sesynchronizované s vlastním měřením (Zebris Medical GmbH, 2011, s. 4).

3.2.2 Parametry chůze měřené přístrojem Zebris FDM-T Treadmill

Rozložení zatížení na ploškách

Výsledný report obsahuje hodnoty maximálního zatížení přední a zadní části pravého a levého chodidla. Dále je zobrazeno rozložení tlaků chodidel během celého krokového cyklu, včetně průměrného zatížení chodidel během střední stojné fáze a průměrného a maximálního zatížení během celé stojné fáze (ZebrisMedical GmbH, 2015, s. 58). Největší tlaky by měly být na patě a přední části chodidla, ve střední části chodidla by měl být tlak nižší (Burget, 2015, s. 74).

Rotace chodidla

Hodnota rotace chodidla (foot rotation) označuje velikost úhlu mezi podélnou osou chodidla a linií směru pohybu (Neumannová et al., 2015, s. 28; Birch, Vernon a Young, 2015, s. 281). Podélná osa chodidla by měla procházet patou a druhým prstem chodidla. Výsledná rotace může být u pravého a levého chodidla výrazně odlišná (Birch, Vernon a Young, 2015, s. 281). Základní jednotkou je úhlový stupeň (Neumannová et al., 2015, s. 28).

Délka kroku

Délka kroku (step length) je vzdálenost mezi místem dopadu paty pravého a levého chodidla ve fázi dvojí opory (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51; Neumannová et al., 2015, s. 28). Dochází k pohybu jedné dolní končetiny dopředu před kontralaterální dolní končetinu (Whittle, 2007, s. 55). Jednotkou je metr či centimetr (Neumannová et al., 2015, s. 28). Při patologické

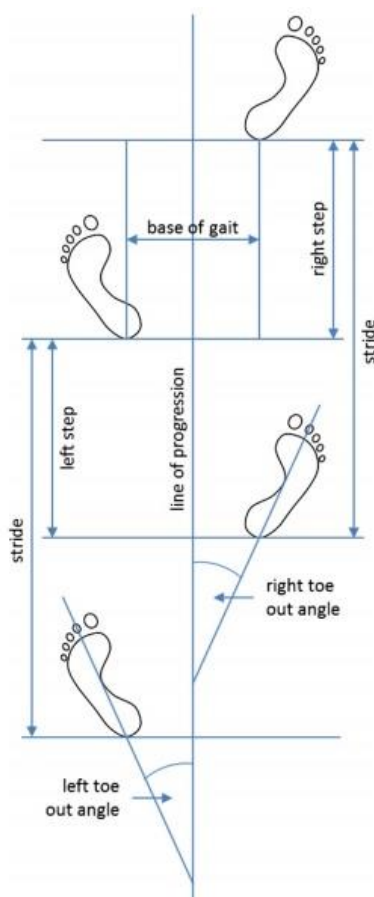
chůzi nemusí být délka kroku pravé a levé dolní končetiny během krokového cyklu symetrická (Birch, Vernon a Young, 2015, s. 280; Whittle, 2007, s. 55).

Délka dvojkroku

Délka dvojkroku (stride length), jak ukazuje Obrázek 1, je vzdálenost, kterou osoba urazí během jednoho krokového cyklu (Vařeka a Vařeková, 2009, s. 51). Je to tedy vzdálenost mezi dvěma počátečními kontakty jedné končetiny (Whittle, 2007, s. 55). Dvojkrok vždy zahrnuje jeden levý a jeden pravý samostatný krok (Birch, Vernon a Young, 2015, s. 281). Jednotkou je metr či centimetr (Neumannová et al., 2015, s. 28).

Šířka kroku

Šířka kroku (stride width) je stranová vzdálenost mezi liniemi obou chodidel, která se obvykle měří od zadní části paty. Při tzv. tandemové chůzi, kdy je pata jednoho chodidla kladena před prstce druhého chodidla, se šířka baze blíží téměř k nule (Whittle, 2007, s. 55).



Obrázek 1 Základní prostorové parametry chůze (Birch, Vernon a Young, 2015, s. 281)

Fáze krokového cyklu

Fáze krokového cyklu podávají údaje o procentuálním zastoupení jednotlivých fází stojné a švihové fáze krokového cyklu (ZebrisMedical GmbH, 2015, s. 61). Stojná fáze tvoří přibližně 60 % krokového cyklu. První 2 % zaujímá počáteční kontakt, následujících 10 % postupné zatěžování, dalších 19 % připadá na fázi středního stoje, 19 % na fázi konečného stoje a posledních 12 % tvoří fázi předšvihovou (Perry a Burnfield, 2010, ss. 70–76). Na stojnou fázi navazuje fáze švihová, pokrývající přibližně 40 % krokového cyklu (Perry a Burnfield, 2010, s. 4). V reportu pak máme výsledné procentuální zastoupení v jednotlivých fázích krokového cyklu zvláště pro pravou a levou dolní končetinu (Burget, 2015, s. 75). Mezi další hodnocené parametry patří procentuální zastoupení fáze dvojí opory, kdy jsou během krokového cyklu obě chodidla v kontaktu se zemí (Enoka, 2002, s. 179). Tato fáze by měla tvořit přibližně 12 % krokového cyklu (Gross, Fetto a Rosen., 2005, s. 556).

Kadence

Kadence (cadence) znamená počet kroků za určitou dobu, většinou se používá počet kroků za minutu (Whittle, 2007, s. 56). Kadence může být ovlivněna délkou končetiny, délkou kroku a obuví (Birch, Vernon a Young, 2015, s. 281).

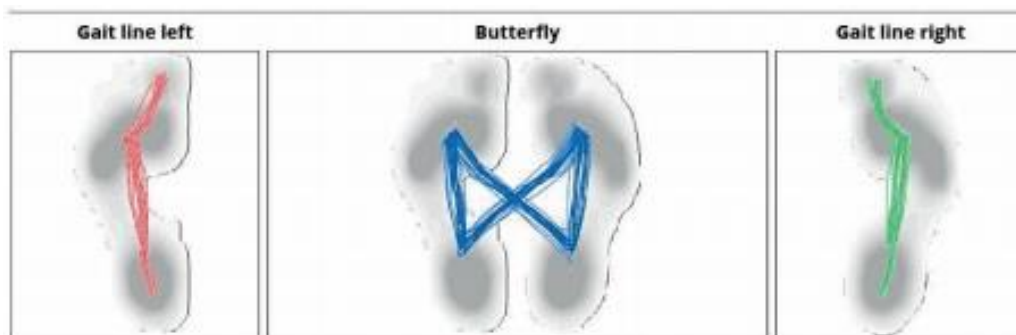
Rychlost

Rychlost (speed) chůze vyjadřuje uraženou vzdálenost za určitou dobu. V průběhu chůze dochází ke změnám okamžité rychlosti, avšak průměrná rychlost je výsledkem kadence a délky dvojkroku (Whittle, 2007, s. 56). Rychlost chůze tedy závisí na délce levého a pravého kroku, což do určité míry souvisí s délkou švihové fáze na každé straně. V případě krátkého trvání švihové fáze na jedné straně dojde ke zkrácení délky kroku na straně druhé. Výsledně pak dochází i ke snížení rychlosti chůze (Whittle, 2007, s. 57) Ve výsledném reportu je pak zaznamenána průměrná rychlost chůze, které bylo dosaženo během období měření chůze. Je uvedena v jednotkách km/h (ZebrisMedical GmbH, 2015, s. 61).

Butterfly diagram

Dalším parametrem, který silová plošina měří, je průběh rozložení středu tlaku (tzv. COP, center of pressure) obou chodidel na zemi během vybraných krokových cyklů (Whittle, 2007, s. 81). Při přenosu zatížení z jedné končetiny na druhou tak vzniká typický motýlový diagram (viz. Obrázek 2, s. 33) (ZebrisMedical GmbH, 2015, s. 62). Na základě reakční síly podložky vzniká křivka pro každou dolní končetinu zvláště, která ukazuje počáteční kontakt paty chodidla

na laterální straně, s postupem centra síly přes střední část chodidla na hlavičky metatarzů, kde se pohybuje směrem mediálním a končí na palci (Whittle, 2007, s. 82). Naměřených hodnot z butterfly diagramu můžeme využít při hodnocení abnormálních vzorů vyskytujících se při kontaktu chodidla s podložkou. (Whittle, 2007, s. 81).



Obrázek 2 Butterfly diagram (Kolářová et al., 2014, s. 44)

3.2.3 Popis vyšetření a terapie chůze na přístroji Zebris FDM-T Treadmill

Před zahájením analýzy chůze jsme spustili software Zebris FDM-T a zařadili pacienta do databáze systému. Před vstupem pacienta na chodící pás jsme provedli kalibraci treadmillu, poté jsme pacienta vyzvali, aby na bosu vstoupil na pás, kde jsme podle výšky pacienta nastavili postranní madla. Tlačítkem „Start“ jsme uvedli pás do pohybu o rychlosti 0,1 km/h. Postupně jsme rychlost pásu zvyšovali, až jsme dosáhli rychlosti, která byla pro pacienta vyhovující. Pacienta jsme vyzvali, aby šel s horními končetinami podél těla. V případě, že pacient vyžadoval oporu o horní končetiny, směl se přidržit postranních madel. Jakmile se pacient adaptoval na chůzi po páse, spustili jsme analýzu chůze, které trvala 60 sekund. Během analýzy byla chůze pacienta také zaznamenána na okolní kamery, které byly umístěny za pacientem a z boku treadmillu. Po dokončení vyšetření byla analýza chůze uložena do systému a rychlost pásu byla postupně zpomalena a nakonec úplně zastavena. Z uložené analýzy jsme vyvolali výsledný report chůze, ze kterého jsme získali informace o rozložení tlaků během všech krokových cyklů, časoprostorové parametry chůze (př. délka kroku, šířka kroku, počet kroků za minutu, průměrná rychlost chůze, doba kontaktu chodidla s podložkou), průběh COP v průběhu krokového cyklu a průběh COP pro každou dolní končetinu zvlášť.

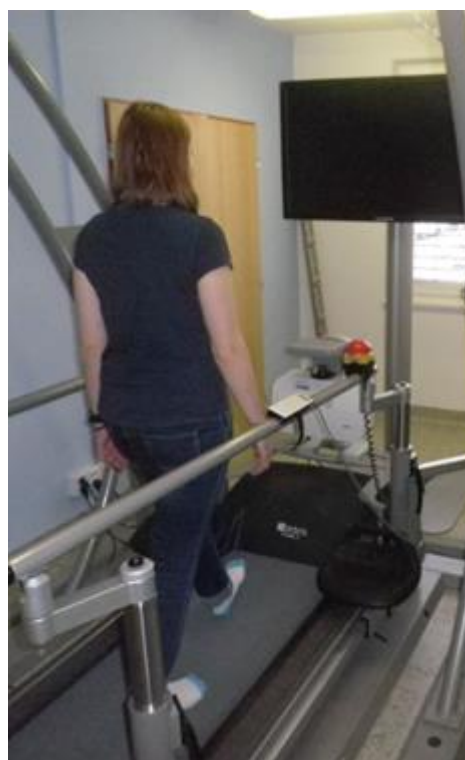
U pacientů zařazených do experimentální skupiny po provedení analýzy chůze následovala každý všední den terapie chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality (viz. Obrázek 3, str. 34). Před vstupem na pás jsme opět provedli kalibraci treadmillu a nastavili

jsme obtížnost virtuálního prostředí dle individuálních schopností pacienta. Poté byla nastavena rychlost pásu, která byla pro pacienta vyhovující. Pacient pak během chůze na treadmillu sledoval obrazovku před sebou, na kterou se promítala jeho chůze ve virtuálním prostředí, které mělo podobu lesní krajiny. Pacient musel reagovat na objevující se jednotlivé překážky, které se snažil řešit a překonávat – například obcházení pařezů, překračování klád, obcházení kaluží či řešení kognitivních úkolů během chůze. Pacient skrze sledování svého pohybu na obrazovce dostal okamžitou zpětnou vazbu o správnosti vykonávaného pohybu. Délka terapeutické jednotky byla individuální, dle schopností pacienta.

Pacienti zařazení do kontrolní skupiny po provedení analýzy chůze podstoupili každý všední den terapii chůze na treadmillu bez využití prvků virtuální reality (viz. Obrázek 4). Před vstupem na pás byla opět provedena kalibrace treadmillu. Rychlost pásu byla individuálně nastavena dle požadavků pacienta. Obrazovka před pacientem byla vypnuta. Délka terapeutické jednotky byla individuální, dle schopností pacienta.



Obrázek 3 Terapie chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality



Obrázek 4 Terapie chůze na treadmillu bez využití prvků virtuální reality

3.3 Metody statistického hodnocení

Naměřená data byla nejprve převedena do programu Microsoft Excel 2013, kde byla současně provedena základní popisná statistika testovaného souboru.

Ke statistickému zpracování byl použit statistický software IBM SPSS Statistics 23. Vzhledem k malému rozsahu výběrů byly pro zpracování použity neparametrické statistické metody. Data byla popisně vyjádřena jako medián, minimální a maximální naměřená hodnota. K zjištění efektu terapie chůze na treadmillu s prvky virtuální reality a terapie chůze na treadmillu bez virtuální reality byl použit Wilcoxonův test pro závislé vzorky a Mann-Whitneyův test pro dva nezávislé výběry. Testy byly prováděny na hladině signifikance 0,05. Rozložení dat bylo v případě signifikantních rozdílů znázorněno pomocí krabicových grafů.

4 VÝSLEDKY

Cílem diplomové práce bylo zjistit efekt terapie chůze na přístroji Zebris FDM-T Treadmill s použitím prvků virtuální reality. Cíl práce byl řešen třemi vědeckými otázkami, z nichž každá byla ověřena jednou hypotézou. Vědecká otázka č. 1 řešila změnu parametrů po terapii chůze na treadmillu s virtuální realitou. Vědecká otázka č. 2 se zabývala změnou parametrů po terapii chůze na treadmillu. Vědecká otázka č. 3 porovnávala změnu parametrů po terapii chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality se změnou parametrů po terapii chůze na treadmillu. Hodnocené parametry jsou pro přehlednost uvedeny v Tabulce č. 3.

Tabulka 3 Hodnocené parametry chůze

měřený parametr	jednotky
délka kroku	cm
asymetrie délky kroku	cm
délka dvojkroku	cm
stojná fáze	%
fáze postupného zatěžování	%
fáze středního stoje	%
předšvihová fáze	%
švihová fáze	%
fáze dvojí opory	%
kadence	počet kroků/minutu
rychlost	km/h

Parametry byly hodnoceny zvlášť pro paretickou a neparetickou dolní končetinu. Všechny testy pro ověření hypotéz byly provedeny na hladině významnosti 0,05. Pokud byla p-hodnota menší než 0,05, byla nulová hypotéza zamítnuta.

4.1 Testování vědecké otázky č. 1

Vědecká otázka č. 1 ve znění „*Jaký efekt má terapie na treadmillu s využitím prvků virtuální reality na kvalitu chůze u pacientů v subakutním stádiu CMP?*“ byla řešena v hypotéze:

H₀₁: Neexistuje významný efekt terapie chůze na treadmillu s použitím virtuální reality na naměřené parametry chůze.

H_{A1}: Existuje významný efekt terapie chůze na treadmillu s použitím virtuální reality na naměřené parametry chůze.

K ověření platnosti hypotézy H₀₁ byl použit Wilcoxonův párový test. Testem byly porovnány hodnoty měřených parametrů před terapií a po terapii na treadmillu s virtuální realitou. V Tabulce č. 4 je uvedena hodnota mediánu parametrů měřených před a po terapii chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality. V posledním sloupci je uvedena hodnota hladiny signifikance Wilcoxonova párového testu. Detailní popisné charakteristiky měřených parametrů jsou uvedeny v Příloze 2 na s. 84.

Tabulka 4 Hodnoty parametrů měřených před a po terapii chůze na treadmillu s VR

Experimentální skupina (n = 6)			
Parametr (jednotka)	Hodnota před (medián)	Hodnota po (medián)	Hodnota <i>p</i>
Délka kroku PDK (cm)	29,50	33,00	0,144
Délka kroku NDK (cm)	29,50	34,00	0,106
Asymetrie délky kroku (cm)	1,50	2,50	0,675
Délka dvojkroku (cm)	58,50	67,00	0,225
Stojná fáze PDK (%)	67,65	68,15	0,600
Stojná fáze NDK (%)	70,55	70,10	0,144
Postupné zatěžování PDK (%)	19,05	18,65	0,249
Postupné zatěžování NDK (%)	21,15	19,75	0,600
Střední stoj PDK (%)	29,40	29,90	0,225
Střední stoj NDK (%)	31,90	32,90	0,600
Předšvihová fáze PDK (%)	21,20	19,75	0,600
Předšvihová fáze NDK (%)	19,10	18,65	0,249
Švihová fáze PDK (%)	32,35	31,85	0,600
Švihová fáze NDK (%)	29,45	29,90	0,144
Fáze dvojí opory (%)	39,60	37,65	0,075
Kadence (kroky/minutu)	73,50	78,00	0,686
Rychlost (km/h)	1,35	1,65	0,109

Legenda: VR = virtuální realita; n = počet probandů; PDK = paretická dolní končetina; NDK = neparetická dolní končetina

U všech měřených parametrů **nulovou hypotézu zamítnout nemůžeme** a zamítáme tak alternativní hypotézu. Wilcoxonův párový test neprokázal pro tyto parametry významnou změnu po terapii na treadmillu s využitím prvků virtuální reality. Můžeme však vidět trend u parametru zastoupení fáze dvojí opory, u kterého došlo ke klinicky významnému snížení hodnot a jeho hladina signifikance se přibližuje ke stanovené hladině významnosti.

4.2 Testování vědecké otázky č. 2

Vědecká otázka č. 2 ve znění „*Jaký efekt má terapie na treadmillu na kvalitu chůze u pacientů v subakutním stádiu CMP?*“ byla řešena v hypotéze:

H₀2: Neexistuje významný efekt terapie chůze na treadmillu na naměřené parametry chůze.

H_A2: Existuje významný efekt terapie chůze na treadmillu na naměřené parametry chůze.

K ověření platnosti hypotézy H₀2 byl použit Wilcoxonův párový test. Testem byly porovnány hodnoty měřených parametrů před terapií a po terapii na treadmillu bez virtuální reality. V Tabulce č. 5 (s. 39) je uvedena hodnota mediánu parametrů měřených před a po terapii chůze na treadmillu. V posledním sloupci je uvedena hodnota hladiny signifikance Wilcoxonova párového testu. Detailní popisné charakteristiky měřených parametrů jsou uvedeny v Příloze 3 na s. 85.

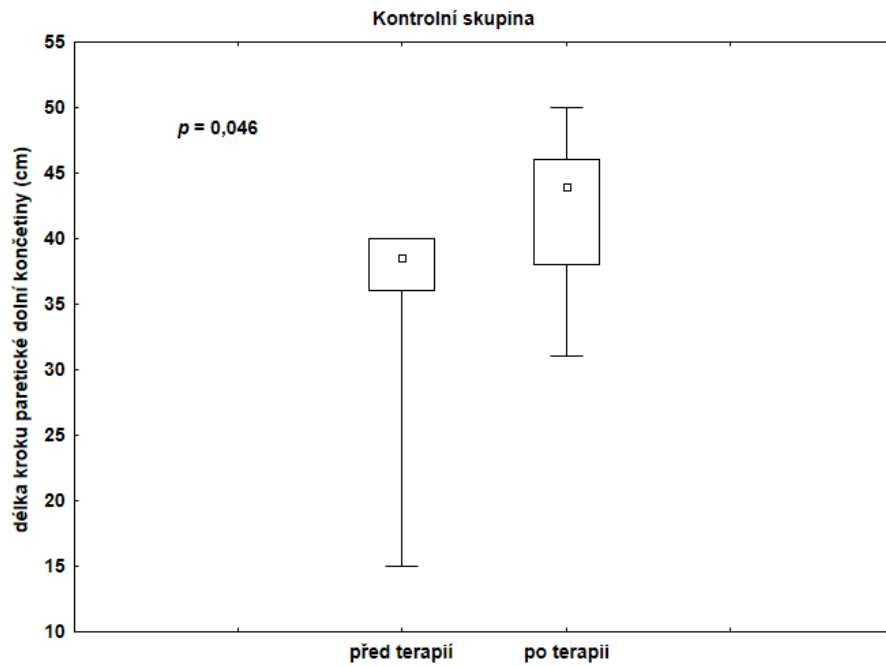
Tabulka 5 Hodnoty parametrů měřených před a po terapii chůze na treadmillu

Kontrolní skupina (n = 6)			
Parametr (jednotka)	Hodnota před (medián)	Hodnota po (medián)	Hodnota <i>p</i>
Délka kroku PDK (cm)	38,50	44,00	0,046
Délka kroku NDK (cm)	36,50	43,00	0,046
Asymetrie délky kroku (cm)	2,00	2,50	0,893
Délka dvojkroku (cm)	74,50	88,00	0,046
Stojná fáze PDK (%)	67,80	65,50	0,075
Stojná fáze NDK (%)	67,85	65,30	0,463
Postupné zatěžování PDK (%)	19,00	15,15	0,116
Postupné zatěžování NDK (%)	16,40	15,00	0,529
Střední stoj PDK (%)	32,45	34,65	0,600
Střední stoj NDK (%)	32,35	34,40	0,116
Předšvihová fáze PDK (%)	16,45	15,00	0,529
Předšvihová fáze NDK (%)	19,15	15,15	0,075
Švihová fáze PDK (%)	32,20	34,45	0,075
Švihová fáze NDK (%)	32,15	34,70	0,463
Fáze dvojí opory (%)	35,40	29,95	0,249
Kadence (kroky/minutu)	68,00	78,00	0,686
Rychlost (km/h)	1,50	1,90	0,028

Legenda: n = počet probandů; PDK = paretická dolní končetina; NDK = neparetická dolní končetina

Nulovou hypotézu H_02 zamítáme u parametrů délka kroku paretické dolní končetiny, délka kroku neparetické dolní končetiny, délka dvojkroku a rychlost chůze a přijímáme alternativní hypotézu H_A2 .

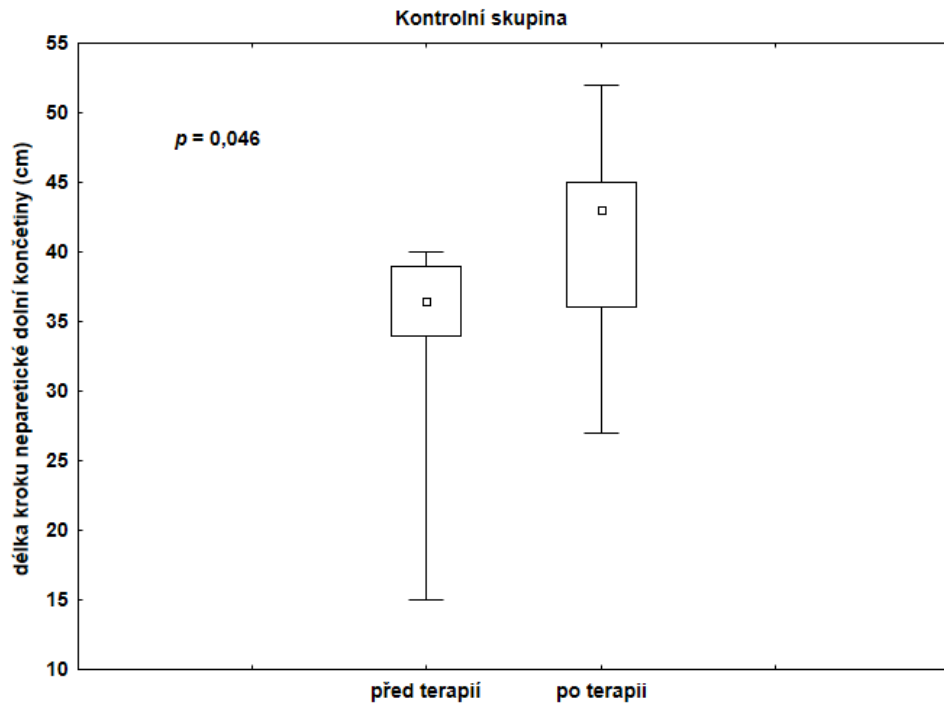
Po terapii chůze na treadmillu došlo **k signifikantnímu prodloužení kroku paretické dolní končetiny**. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu dosáhla $p = 0,046$. Kvartilové krabicové grafy (viz. Obrázek 5, s. 40) zobrazují distribuci hodnot délky kroku paretické dolní končetiny před terapií a po terapii chůze na treadmillu.



Obrázek 5 Graf distribuce hodnot délky kroku PDK před a po terapii na treadmillu

Legenda: značka □ v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu (25 %), horní hrana krabice hodnotu 3. kvartilu (75 %), značky I ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty; PDK = paretická dolní končetina

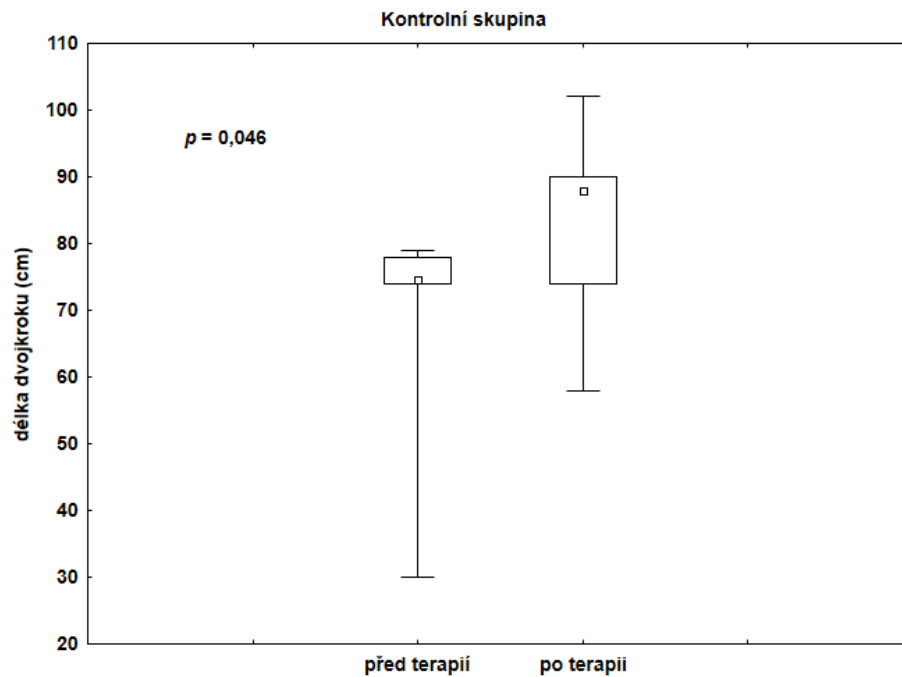
Po terapii chůze na treadmillu došlo **k významnému prodloužení kroku neparetické dolní končetiny**. Hladina významnosti Wilcoxonova párového testu dosáhla $p = 0,046$. Kvartilové krabicové grafy (viz. Obrázek 6, s. 41) zobrazují distribuci hodnot délky kroku neparetické dolní končetiny před terapií a po terapii chůze na treadmillu.



Obrázek 6 Graf distribuce hodnot délky kroku NDK před a po terapii na treadmillu

Legenda: značka □ v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu (25 %), horní hrana krabice hodnotu 3. kvartilu (75 %), značky I ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty; NDK = neparetická dolní končetina

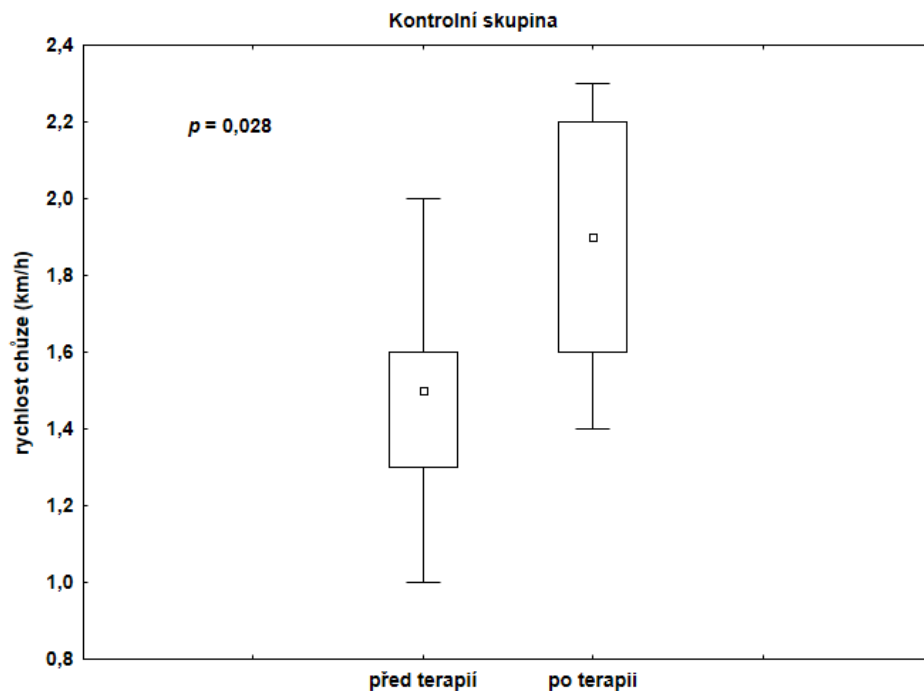
Po terapii chůze na treadmillu došlo **k signifikantnímu prodloužení dvojkroku**. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu dosáhla $p = 0,046$. Kvartilové krabicové grafy (viz. Obrázek 7, s. 42) zobrazují distribuci hodnot délky dvojkroku před terapií a po terapii chůze na treadmillu.



Obrázek 7 Graf distribuce hodnot délky dvojkroku před a po terapii na treadmillu

Legenda: značka □ v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu (25 %), horní hrana krabice hodnotu 3. kvartilu (75 %), značky I ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty

Po terapii chůze na treadmillu došlo **k signifikantnímu zvýšení rychlosti chůze**. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu dosáhla $p = 0,028$. Kvartilové krabicové grafy (viz. Obrázek 8, s. 43) zobrazují distribuci hodnot rychlosti chůze před terapií a po terapii chůze na treadmillu.



Obrázek 8 Graf distribuce hodnot rychlosti chůze před a po terapii na treadmillu

Legenda: značka \square v krabici znázorňuje hodnotu mediánu, dolní hrana krabice hodnotu 1. kvartilu (25 %), horní hrana krabice hodnotu 3. kvartilu (75 %), značky I ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty

U ostatních měřených parametrů **nulovou hypotézu zamítnout nemůžeme** a zamítáme tak alternativní hypotézu. Wilcoxonův párový test neprokázal pro tyto parametry významnou změnu po terapii na treadmillu. Můžeme však vidět trend u zastoupení stojné fáze paretické dolní končetiny, zastoupení předšvihové fáze neparetické dolní končetiny a zastoupení švihové fáze paretické dolní končetiny, u nichž došlo ke klinicky významné změně hodnot, jejichž hladina signifikance se přibližuje ke stanovené hladině významnosti.

4.3 Testování vědecké otázky č. 3

Vědecká otázka č. 3 ve znění „*Existuje významný rozdíl v efektu mezi terapií na treadmillu s využitím prvků virtuální reality a terapií na treadmillu na kvalitu chůze u pacientů v subakutním stádiu CMP?*“ byla řešena v hypotéze:

H₀₃: Neexistuje významný rozdíl mezi terapií chůze na treadmillu s použitím prvků virtuální reality a terapií chůze na treadmillu na naměřené parametry chůze.

H_{A3}: Existuje významný rozdíl mezi terapií chůze na treadmillu s použitím prvků virtuální reality a terapií chůze na treadmillu na naměřené parametry chůze.

K ověření platnosti hypotézy H₀₃ byl použit Mann-Whitneyův U test pro dva nezávislé výběry. Testem byly porovnány změny měřených parametrů (*diference po-před terapií*) po terapii chůze na treadmillu s virtuální realitou a po terapii chůze na treadmillu bez virtuální reality. V Tabulce č. 6 je uveden medián rozdílů mezi jednotlivými parametry. V posledním sloupci je uvedena hodnota hladiny signifikance Wilcoxonova párového testu. Detailní popisné charakteristiky měřených parametrů jsou uvedeny v Příloze 4 na s. 86.

Tabulka 6 Hodnoty rozdílů měřených parametrů po-před terapií mezi skupinami

Parametr (jednotka)	Rozdíl po-před (medián) exp. sk.	Rozdíl po-před (medián) kon. sk.	Hodnota <i>p</i>
Délka kroku PDK (cm)	2,50	6,00	0,337
Délka kroku NDK (cm)	3,50	8,50	0,423
Asymetrie délky kroku (cm)	0,00	0,50	0,873
Délka dvojkroku (cm)	7,00	13,50	0,522
Stojná fáze PDK (%)	-0,30	-1,65	0,230
Stojná fáze NDK (%)	-0,20	-0,15	0,936
Postupné zatěžování PDK (%)	-1,10	-2,85	0,423
Postupné zatěžování NDK (%)	-0,50	-0,05	0,936
Střední stoj PDK (%)	0,25	0,10	0,810
Střední stoj NDK (%)	0,30	1,50	0,230
Předšvihová fáze PDK (%)	-0,55	-0,15	1,000
Předšvihová fáze NDK (%)	-1,10	-3,00	0,471
Švihová fáze PDK (%)	0,30	1,65	0,230
Švihová fáze NDK (%)	0,20	0,15	0,936
Fáze dvojí opory (%)	-1,20	-2,40	0,936
Kadence (kroky/minutu)	0,50	2,00	0,810
Rychlost (km/h)	0,10	0,40	0,173

Legenda: PDK = paretická dolní končetina; NDK = neparetická dolní končetina; exp. sk. = experimentální skupina; kon. sk. = kontrolní skupina

Nulovou hypotézu H_03 zamítnout nemůžeme, proto zamítáme alternativní hypotézu. Mann-Whitneyův T test neprokázal mezi terapií chůze na treadmillu s použitím prvků virtuální reality a terapií chůze na treadmillu statisticky významné změny u žádného z měřených parametrů.

5 DISKUSE

U mnoha pacientů se po prodělané CMP objevují významná omezení v chůzi. Kvůli těmto omezením dochází k postupnému poklesu mobility pacienta (Duncan et al., 2011, s. 2027). Nejběžnějším příznakem vyskytujícím se po CMP je hemiparéza, která pacienta výrazně omezuje v chůzi. Asi u dvou třetin pacientů se objevuje motorický deficit, který významně ovlivňuje kvalitu života jedince (Saposnik et al., 2016, s. 1019). Ačkoliv většina pacientů je schopna nezávislé chůze, mnoho z nich nedosáhne takové úrovně chůze, která by jim umožnila obnovit své každodenní aktivity (Flansbjerg et al., 2005, s. 75). Dalším častým příznakem u pacientů po CMP je narušení posturální stability. Porucha rovnováhy může být způsobena několika faktory, jako je svalová slabost, porucha propriocepce, asymetrické zatěžování dolních končetin, spasticita a zhoršená kontrola pohybu. Zvláště při asymetrickém zatěžování dolních končetin dochází ke zpomalenému pohybu těžiště, což následně vede k posturální nerovnováze, která může výrazně narušovat kvalitu chůze u pacientů po CMP (Kim, Park a Lee, 2015, s. 655). Narušené rovnováhy si u hemiparetických pacientů můžeme všimnout již během stoje, kdy dochází k přesunu většího zatížení směrem k neparetické straně. Porucha přenosu váhy směrem k paretické straně může narušit důležité funkční pohyby, jako je vstávání z křesla, chůze, otáčení a chůze po schodech (Kim, Park a Lee, 2015, s. 657). Pacienti, kteří mají problém s rovnováhou, jsou náchylnější k vyššímu riziku pádu a ke vzniku zlomenin. Výskyt pádu se může objevit až u 73 % pacientů (Hafsteinsdóttir, Rensink a Schuurmans, 2014, s. 197). Jedním z důležitých ukazatelů schopnosti chůze je její rychlost. Zatímco chůze o rychlosti vyšší než 0,8 m/s umožňuje plný pohyb pacienta ve společnosti, tak chůze o rychlosti nižší než 0,4 m/s omezuje pacienta na pohyb pouze v domácím prostředí (Duncan et al., 2011, s. 2027). Chůze u pacientů po CMP je až o 50 % pomalejší ve srovnání s chůzí u zdravých jedinců. Bylo zaznamenáno, že u hemiparetických pacientů se sníženou aktivitou chůze byl průměrný denní počet kroků 2 837, zatímco u skupiny zdravých jedinců se sedavým životním stylem byl průměrný denní počet kroků 5000–6000 (Deutsch, 2011, s. 309). Pro zlepšení efektivity a rychlosti chůze je důležitá obnova symetrických vzorů chůze (Lewek et al., 2012, s. 748). Pro pacienty po CMP je obvykle charakteristický asymetrický vzor chůze. Asymetrie chůze může vést k rozvoji kompenzačních pohybových mechanismů a k odchýlkám chůze (Mao et al., 2015a, s. 355). Elevace pánve a sklon pánve se typicky objevují během hemiparetické chůze, kdy nedostatečný funkční pohyb vede u pacientů k nadměrnému sklonu pánve během stojné a švihové fáze. Díky těmto změnám dochází ke snížení stability. Navíc se může objevit tzv. cirkumdukce, která zahrnuje kombinaci elevace

pánve na jedné straně společně s rotací pánve vpřed. Z toho vyplývá, že velikost flexe v kyčelním kloubu a stabilita pánve mohou mít u hemiparetického pacienta vliv na kompenzační mechanismy chůze, schopnost pohybu horních končetin, kontrolu trupu a tím tedy na celkový pohyb pacienta (Mao et al., 2015a, s. 356). Stabilní pohyb pánve bez kompenzačních mechanismů je velice důležitý pro ekonomizaci chůze (Mao et al., 2015a, s. 355). Je tedy zřejmé, že jedním z hlavních cílů rehabilitační péče u pacientů po CMP je dosažení symetrické a rychlejší chůze, která zlepšuje funkční kapacitu chůze, jež je důležitá pro vykonávání každodenních běžných aktivit, zachovává nezávislost pacienta, omezuje riziko vzniku zdravotních problémů souvisejících s imobilitou a sedavým způsobem života a zlepšuje sociální účast pacienta a kvalitu života (Duncan et al., 2011, s. 2027; Patterson et al., 2008, s. 221; Flansbjer et al., 2005, s. 75; Kim, Park a Lee, 2015, s. 655; Rodrigues-Baroni et al., 2014, s. 502). Zdá se, že dosažení rychlé a symetrické chůze představuje pro pacienta po CMP chůzi energicky mnohem výhodnější, než pokud bychom dosáhli pouze chůze rychlé nebo jen chůze symetrické (Awad et al., 2015, s. 416). V akutním stádiu po CMP bývá chůze často obtížná. Důvodem je nedostatečná schopnost kontroly pohybu horního trupu, neschopnost dosáhnout stejné fáze na paretické dolní končetině a neschopnost přesunout paretickou dolní končetinu dopředu během švihové fáze krokového cyklu. Postupně však u pacienta dochází ke zlepšení hrubé motoriky, stability trupu a k získání větší síly v paretické dolní končetině. K celkovému zlepšení chůze dochází v momentě, kdy jsou během motorické obnovy zajištěny selektivní fázické aktivace jednotlivých svalů zapojujících se v určitém sledu v průběhu krokového cyklu (Loitongbam a Joy, 2016, s. 10). Při motorické obnově hraje důležitou roli neuroplasticita. Plasticitu centrálního nervového systému můžeme podpořit multisenzorickým intenzivním opakujícím se cvičením, což u terapie chůze představuje například chůze na treadmillu s použitím prvků virtuální reality (Visintin et al., 1998, s. 1122). Jedním z benefitů chůze na treadmillu je, že umožňuje intenzivní opakující se trénink, který facilituje symetrickou chůzi. Pro pacienty po CMP, kteří vykazují značnou asymetrii v chůzi, je tedy chůze na treadmillu považována za velmi vhodnou terapeutickou intervenci (Tyrell et al., 2011, s. 393). Nevýhodou terapie chůze na treadmillu je však vyloučení zrakové kontroly. Zraková kontrola, díky které vizuálně vnímáme pohyb v prostředí, je důležitá pro kontrolu rychlosti chůze. Zařazení zrakové kontroly pohybu do terapie chůze, například prostřednictvím virtuální reality, umožňuje větší soustředěnost, motivaci a poskytuje vizuální informace, které jsou důležité pro zlepšení mechanismu chůze (Lewek et al., 2012, s. 749).

Cílem této kapitoly je zhodnotit efekt terapie chůze na treadmillu s použitím prvků virtuální reality na naměřené parametry chůze u pacientů v postakutním stádiu po CMP. Bylo

nalezeno poměrně hodně studií, které se zabývaly vlivem terapie na treadmillu a vlivem virtuální reality na chůzi. Většina studií hodnotila terapii chůze na treadmillu s či bez využití podpůrného závěsného systému, terapii virtuální realitou bez treadmillu, standardní terapii chůze po zemi a intervenci bez terapie chůze. Jen málo studií srovnávalo přímo terapii chůze na treadmillu s terapií chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality. Ve většině studií se pacienti nacházeli v chronickém stádiu CMP, aby se snížila pravděpodobnost ovlivnění změn z důvodu přirozené regenerace (Deutsch, 2011, s. 310). Pro náš experiment však byli vybráni probandi v subakutní fázi s různým stupněm nezávislosti chůze. U žádného účastníka nebyl využit podpůrný závěsný systém treadmillu. Většina studií hodnotila změny v celkové schopnosti chůze, rovnováze, klinických testech a rychlosti. Náš experiment srovnával naměřené parametry chůze, které byly vyhodnoceny ze silové a tlakové plošiny treadmillu. Žádné klinické testy však v průběhu našeho experimentu nebyly použity.

5.1 Diskuse k vědecké otázce č. 1

První hypotéza testovala, zda existuje statisticky významný efekt terapie chůze na treadmillu s použitím prvků virtuální reality na naměřené parametry chůze. Ačkoliv spousta studií poukazuje spíše na pozitivní efekt vlivu virtuální reality na parametry chůze (Deutsch, 2011, s. 310), v našem experimentu nedošlo k žádným statisticky významným změnám.

Jedním z cílů naší terapie bylo dosažení větší symetrie délky kroku obou dolních končetin. Schopnost chůze by dle Allen, Kautz a Neptune (2011, s. 538) neměla být posuzována pouze podle rychlosti, ale také podle asymetrie délky kroku, kdy chůze podobnou rychlostí může vykazovat odlišnou velikost asymetrie délky kroku. Studií, které by zkoumaly vliv virtuální reality na asymetrii délky kroku, není mnoho. V našem experimentu došlo u pacientů k prodloužení kroku jak paretické, tak i neparetické dolní končetiny. Medián prodloužení kroku paretické dolní končetiny byl 2,50 cm, medián prodloužení kroku neparetické dolní končetiny byl 3,50 cm. U našeho vzorku pacientů by prodloužení délky kroku neparetické dolní končetiny znamenalo symetrizaci mezi oběma dolními končetinami, jelikož u pěti pacientů byla vstupní délka kroku neparetické dolní končetiny kratší v porovnání s paretickou dolní končetinou, u jednoho pacienta tomu bylo naopak. Dle Kim a Eng (2003, ss. 23–28) je variabilita asymetrie délky kroku kompenzační strategií, která zvyšuje nebo snižuje délku kroku buď paretické, nebo neparetické dolní končetiny. Balasubramanian et al. (2007, s. 47) uvádí, že větší silová propulze neparetickou dolní končetinou během stojné fáze, díky zvýšené aktivitě plantárních flexorů (Allen, Kautz a Neptune, 2011, s. 541), způsobí pohyb trupu, včetně pánve, dopředu. Tato propulzní síla společně s pohybem pánve vpřed může být příčinou prodloužení švihové fáze

paretické dolní končetiny, čímž následně dojde k prodloužení kroku paretickou dolní končetinou a výsledně vzniká asymetrie délky kroku. Tímto mechanismem bychom si mohli vysvětlit asymetrii u probandů v našem experimentu, protože u většiny účastníků bylo procentuální zastoupení švihové fáze u paretické dolní končetiny větší v porovnání s neparetickou dolní končetinou. Stejně tak i námi dosažené větší procentuální zastoupení předšvihové fáze neparetické dolní končetiny by odpovídalo tomuto mechanismu. Nedostatečná propulzní síla na paretické straně může souviset s nedostatečnou extenzí v kyčelním kloubu či s oslabením plantárních flexorů paretické dolní končetiny (Balasubramanian et al., 2007, s. 47; Allen, Kautz a Neptune, 2011, s. 540). U jednoho probanda byla délka kroku neparetickou dolní končetinou větší v porovnání s paretickou končetinou. Příčinou této asymetrie by mohla být neschopnost přenést paretickou dolní končetinu dopředu v důsledku zhoršené iniciace švihu zapříčiněnou oslabením flexorů kyčelního kloubu paretické dolní končetiny (Balasubramanian et al., 2007, s. 47). Kerr et al. (2015, ss. 1017–1018), kteří provedli výzkum na 6 probandech v chronickém stádiu CMP, zjistili, že při chůzi na páse spojené s virtuální realitou dochází ke statisticky významnému zvýšení flexe v kyčelním kloubu v porovnání s chůzí po zemi. U dalších měřených parametrů žádné statisticky významné rozdíly neshledali. V našem experimentu se po terapii virtuální realitou podařilo u jednoho pacienta dosáhnout symetrické délky kroku obou končetin. U poloviny pacientů došlo ke snížení asymetrické délky kroku, zatímco druhá polovina vykazovala zvýšení asymetrie. Vzhledem k malému vzorku pacientů a k neprokázání signifikance jsou však tyto výsledky klinicky nevýznamné. Lewek et al. (2012, ss. 750–751) provedli studii, ve které testovali vliv chůze na treadmillu s využitím virtuální reality na časoprostorové charakteristiky chůze u pacientů v chronickém stádiu CMP. U pacientů došlo ke snížení asymetrie chůze, avšak studie zahrnovala pouze dva probandy. V další studii Cho a Lee (2013, s. 377) testovali 7 jedinců v chronickém stádiu CMP, kteří absolvovali terapii 30 minut denně, 3x týdně, po dobu 6 týdnů. Tato studie prokázala statisticky významný vliv virtuální reality spojené s tréninkem chůze na treadmillu na prodloužení kroku. Nicméně Cho a Lee se ve své studii zabývali pouze délkou kroku paretické dolní končetiny, což nám vzhledem k variabilitě asymetrie délky kroku nevypoví nic o vlivu na symetrizaci délky kroku. U pacientů prokázali také statisticky významné zvýšení rychlosti chůze, kadence a procentuální zastoupení fáze středního stoje paretické dolní končetiny v průběhu krokového cyklu. Také Cho et al. (2015, s. 277) zkoumali vliv chůze na treadmillu ve virtuálním prostředí u 11 probandů nacházejících se v chronickém stádiu CMP. Terapie probíhala 30 minut denně, 5x týdně, po dobu 4 týdnů. Po terapii došlo ke statisticky významnému prodloužení kroku paretické dolní končetiny, prodloužení

dvojkroku, zvýšení kadence a zrychlení chůze. Stejně jako v předešlých studiích jsme i my v našem experimentu zaznamenali mírné pozitivní změny u délky dvojkroku, rychlosti a kadence. Tyto výsledky však nebyly signifikantní. Medián prodloužení dvojkroku byl 7 cm. U jednoho pacienta délka dvojkroku zůstala stejná, u třech pacientů se prodloužila a u dvou pacientů došlo ke zkrácení. Výsledky našeho experimentu tedy nejsou tak jednotné jako v předešlých studiích. U pacientů jsme dále po terapii zaznamenali mírné zvýšení rychlosti chůze. Medián zrychlení byl 0,1 km/h (= 0,028 m/s), což můžeme považovat za zanedbatelné. V důsledku malé změny rychlosti chůze nedošlo ani k žádné výrazné změně kadence. Nedosažení změn u parametrů rychlosti chůze a kadence v našem experimentu mohlo být dáno celkově aplikací nižší rychlostí během terapeutických jednotek, kdy se pacient soustředil na zdolávání překážek ve virtuálním prostředí a nedokázal úkoly plnit při rychlejší chůzi. Tyrell et al. (2011, s. 394) ve své studii uvádí, že vhodná rychlost treadmillu je považována za rozhodující pro dosažení optimálního benefitu, kterého lze chůzí po pásce dosáhnout. Zvýšená rychlost chůze zvyšuje délku kroku jak paretické, tak i neparetické dolní končetiny a přispívá k symetrizaci délky kroku. Pomalá chůze je dle Tyrella et al. (2011, s. 399) a Beyaerta, Vasa a Frykberga (2015, s. 341) spojená s asymetrickou délkou kroku a sníženou propulzní silou paretické dolní končetiny. Pozitivní efekt chůze na treadmillu s virtuální realitou na délku kroku potvrdili i Jaffe et al. (2004, s. 289), v jejichž výzkumu došlo ke statisticky významnému zrychlení chůze, prodloužení dvojkroku, zlepšení „clearance“ a prodloužení kroku neparetickou dolní končetinou v porovnání s kontrolní skupinou, která absolvovala terapii chůze po zemi, avšak u parametru kadence nedošlo k žádným změnám. Z uvedeného vyplývá, že existuje určitá souvislost mezi rychlostí chůze, délkou kroku a kadencí (Kim, Kang a Jeon, 2015, s. 471). Jelikož jsme v našem experimentu nedosáhli výrazného prodloužení kroku ani kadence, nemohlo tedy u probandů dojít ani ke zvýšení rychlosti chůze.

Jak již bylo zmíněno, zaznamenali jsme v našem experimentu také změny v procentuálním zastoupení jednotlivých fází krokového cyklu. Vstupní hodnoty procentuálního zastoupení stojné fáze se u obou končetin blížily téměř k 70 % krokového cyklu, na rozdíl od 60 % udávaných v odborné literatuře (Perry a Burnfield, 2010, s. 4). Tyto hodnoty potvrzují myšlenku, že procentuální zastoupení stojné fáze se se snižující rychlostí zvyšuje (Carr a Sheppherd, 2011, s. 96). Větší hodnoty byly naměřeny u neparetické dolní končetiny, kdy medián dosahoval 70,6 %, u paretické to bylo 67,7 %. Švihová fáze by dle literatury měla dosahovat 40 % (Perry a Burnfield, 2010, s. 4). V našem experimentu dosáhla na neparetické dolní končetině mediánu 19,1 %, na paretické dolní končetině mediánu 21,2 %. Větší

procentuální zastoupení švihové fáze na paretické straně by tedy odpovídalo delší stojné fázi na neparetické dolní končetině (Olney a Richards, 1996, s. 137; Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 341), která byla schopna vyprodukovat větší propulzní sílu pro delší krok paretickou dolní končetinou, čímž vznikla asymetrie délky kroku. Stejně tak by tomuto mechanismu chůze nasvědčovaly i hodnoty fáze středního stoje, kdy medián procentuálního zastoupení této fáze byl na neparetické straně o 2 % větší v porovnání se stranou paretickou. Změn, které jsou typické pro hemiparetickou chůzi, jsme si mohli všimnout i ve fázi dvojí opory. Medián fáze dvojí opory zaujímal před terapií 36,9 %, kdy u zdravých jedinců by fáze dvojí opory měla být 24 % (Gross, Fetto a Rosen, 2005, s. 556). Po terapii virtuální realitou nedošlo v našem experimentu k výrazné úpravě hodnot v žádné z fází krokového cyklu.

Efekt virtuální reality v terapii chůze zkoumali také Corbetta, Imeri a Gatti (2015, ss. 117–124). V review zahrnuli celkem 15 studií s celkovým počtem 341 účastníků. Hodnotili, v jakém poměru má virtuální realita vůči standardní terapii efekt na rychlost chůze, rovnováhu a celkovou mobilitu. Ve většině studií byl pro terapii experimentální skupiny použit treadmill s prvky virtuální reality či treadmill s širokou obrazovkou před pacientem, na které bylo promítané nahrané video skutečného prostředí za účelem reprodukce virtuálního venkovního prostředí. Po vyhodnocení studií došli k závěru, že jestliže terapie chůze založená na virtuální realitě nahrazuje většinu času standardní terapie či celou standardní terapii, dochází ke statisticky významným zlepšením v rychlosti, rovnováze i mobilitě. Tyto výsledky naznačují, že terapie virtuální realitou představuje pro terapii chůze více benefitů v porovnání se standardní terapií. Pokud však byla terapie založená na virtuální realitě přidána navíc ke standardní terapii, nedošlo téměř v žádné studii ke statisticky významným zlepšením na hodnocené prvky chůze. Další studie se zabývala vlivem virtuální reality na parametry chůze, nikoliv však vlivem spojení virtuální reality s chůzí na treadmillu. Lee Ch., Kim a Lee B. (2014, ss. 51–57) ve studii zahrnuli 10 probandů v chronickém stádiu CMP, kteří absolvovali 30 minut denně, 3x týdně, po dobu 4 týdnů terapii posturální kontroly s využitím prvků rozšířené reality. U pacientů dosáhli statisticky významného prodloužení kroku jak paretické, tak neparetické dolní končetiny, čímž došlo k symetrizaci délky kroku. Rodrigues-Baroni et al. (2014, ss. 507–508) ve svém review prokázali, že terapie chůze spojená s virtuální realitou zvyšuje rychlost chůze u pacientů po CMP, kdy rychlost chůze se zvýšila o 0,17 m/s. I přesto, že byly použity různé prvky virtuální reality, byly zahrnuté studie podobné. Terapie probíhala průměrně 41 minut, 3x týdně, po dobu 4 týdnů. Podobná byla také charakteristika účastníků a zvolený cíl terapie – tedy zlepšení parametrů chůze. Tyto výsledky byly shledány jako statisticky významné.

Na rozdíl od předešlých studií, kde terapie probíhala intenzivněji, po dobu několika týdnů, podstoupil každý pacient v našem experimentu 5–9 terapií, kdy každá terapeutická jednotka trvala 15–20 minut. Dalším rozdílem byla aplikace terapie na pacienty v subakutním stádiu CMP, přičemž předešlé studie zkoumaly vliv terapie u chronických pacientů. Všechny tyto rozdílné aspekty mohly mít vliv na námi dosažené výsledky. Vzhledem k nízkému počtu probandů a rozdílnému počtu terapeutických jednotek nelze tyto výsledky považovat za klinicky významné.

5.2 Diskuse k vědecké otázce č. 2

Druhá hypotéza testovala, jaký efekt má terapie na chodícím páse bez využití prvků virtuální reality na naměřené parametry chůze. Ačkoliv jsme předpokládali zlepšení chůze spíše po terapii s virtuální realitou u experimentální skupiny, dosáhli jsme u kontrolní skupiny, která absolvovala terapii chůze na treadmillu, daleko lepších výsledků.

Stejně jako u experimentální skupiny vykazovala kontrolní skupina asymetrickou délku kroku, přičemž u poloviny pacientů byla vstupní délka kroku paretické dolní končetiny delší v porovnání s druhostrannou končetinou a u poloviny pacientů tomu bylo naopak. Cílem terapie bylo prodloužení kroku buď paretické či neparetické dolní končetiny s následným dosažením symetrické délky kroku. Jedním z mechanismů vzniku asymetrické délky kroku, tak jak jsme předpokládali u experimentální skupiny, by mohla být větší propulzní síla na straně končetiny, která vykazovala kratší délku kroku. S tím by souviselo i asymetrické procentuální zastoupení stojné a švihové fáze krokového cyklu. U kontrolní skupiny však podíl tohoto mechanismu není tak jednoznačný. Stejně jako u experimentální skupiny jsou vstupní hodnoty procentuálního zastoupení obecně u hemiparetických pacientů u stojné fáze vyšší a u švihové fáze nižší (Olney a Richards, 1996, s. 137). Avšak na rozdíl od experimentální skupiny zaujímalo u kontrolní skupiny procentuální zastoupení obou fází krokového cyklu na obou končetinách symetrické rozložení. Medián zastoupení stojné fáze dosahoval u obou končetin téměř 68 %. Medián zastoupení švihové fáze u obou končetin byl 32 %. Rovněž medián zastoupení střední fáze stoje byl u obou končetin symetrický, tedy 32 %. Přestože však bylo zastoupení stojné a švihové fáze na obou končetinách symetrické, v určitých fázích krokového cyklu vykazovaly obě končetiny rozdíl. Toho si můžeme všimnout ve fázi postupného zatěžování paretické dolní končetiny, kdy medián dosáhl o 2,6 % vyšších hodnot v porovnání s druhou stranou. Naopak medián předšvihové fáze dosahoval na paretické straně o 2,7 % nižších hodnot, než tomu bylo na straně neparetické. Výsledky tedy spíše naznačují, že hlavní příčinou asymetrické délky kroku je

u kontrolní skupiny pomalá chůze s oslabením plantárních flexorů paretické dolní končetiny s nedostatečnou extenzí v kyčelním kloubu, které nedokázaly vyprodukovat tak velkou propulzní sílu, jako tomu bylo u neparetické dolní končetiny, díky čemuž následně vznikla asymetrická délka kroku (Balaban a Tok, 2014, s. 638; Tyrell et al., 2011, s. 399; Beyaert, Vasa a Frykberg, 2015, s. 341). Po terapii na treadmillu došlo k signifikantnímu prodloužení kroku jak paretické ($p = 0,046$), tak i neparetické ($p = 0,046$) dolní končetiny. Medián prodloužení kroku paretické dolní končetiny byl 6 cm a neparetické dolní končetiny 8,5 cm. Větší prodloužení kroku neparetické dolní končetiny by dle Ady et al. (2003, s. 1490) mohlo znamenat zlepšení aktivity plantárních flexorů paretické dolní končetiny při odrazu v předšvihové fázi krokového cyklu. Prodloužení kroku paretické dolní končetiny může souviset s rychlejší chůzí, která je důsledkem zvýšené aktivity extenzorů kyčelního kloubu, čímž dojde k dosažení většího úhlu extenze kyčelního kloubu paretické dolní končetiny (Tyrell et al., 2011, s. 397). Zvýšení délky kroku obou končetin vypovídá o zlepšené funkci paretické dolní končetiny, která je dána zvýšenou aktivitou plantárních flexorů a zvýšenou aktivitou kyčelních extenzorů, na základě čehož dojde k větší propulzní síle paretickou končetinou (Patterson et al., 2008, s. 5). Ačkoliv po terapii došlo k prodloužení kroku u obou končetin, všichni pacienti vykazovali stále stejnou stranovou asymetrii délky kroku jako před terapií a celkově došlo spíše k prohloubení této asymetrie v porovnání se vstupními hodnotami. Po terapii na treadmillu došlo také k výraznému snížení procentuálního zastoupení stojné fáze, zvýšení zastoupení švihové fáze obou končetin a k celkové symetrizaci všech fází krokového cyklu. Stejně jako experimentální skupina i kontrolní skupina dosahovala vyšších vstupních hodnot v zastoupení fáze dvojí opory, kdy medián byl 35,4 %. Po terapii na treadmillu se medián snížil o 2,4 %. Se signifikantním prodloužením kroku obou končetin došlo zároveň po terapii také ke statisticky významnému prodloužení dvojkroku ($p = 0,46$). Medián prodloužení byl 13,5 cm.

V našem experimentu došlo dále po terapii ke statisticky významnému zvýšení rychlosti chůze ($p = 0,028$). Medián zrychlení byl 0,4 km/h (= 0,11 m/s). Vzhledem k tomu, že po terapii nedošlo k žádné výrazné změně kadence, lze předpokládat, že zvýšení rychlosti chůze souvisí s prodloužením kroku obou končetin (Kim, Kang a Jeon, 2015, s. 471). Zvýšené rychlosti dosažením větší délky kroku oproti zvýšené kadenci u pacientů po CMP zaznamenali také Ada et al. (2003, s. 1490). Existují však i studie, které došly k opačnému závěru, tedy že u hemiparetických pacientů dochází spíše ke zvýšení kadence namísto prodloužení délky kroku (Jonsdottir et al., 2009, s. 358; Bayat, Barbeau a Lamontagne, 2005, s. 117; Laufer et al., 2001, ss. 69–78). Podstatou zlepšení rychlosti a celkové schopnosti chůze je kontrola

proximálních kloubů dolních končetin (Mao et al., 2015b, s. 2). Dle Teixeira-Salmela et al. (2001, s. 60) zaujímá síla generovaná flexory a extenzory kyčelního kloubu okolo 60 % celkové funkce paretické dolní končetiny. Funkce plantárních flexorů by však neměla být podceňována z důvodu nutnosti souhry mezi svalovými skupinami jak v rámci stejné dolní končetiny, tak i mezi oběma stranami těla. Tyrell et al. (2011, s. 397) uvádí, že se zvyšující se rychlostí chůze dochází ke statisticky významnému zvýšení extenze kyčelního kloubu. Z výše uvedeného tedy vyplývá, že u pacientů v našem experimentu zrychlení chůze pravděpodobně souviselo s prodloužením kroku díky zvětšené extenzi v kyčelním kloubu. Při nedostatečné kontrole pohybu v kyčelním kloubu by však rychlejší chůze bylo pravděpodobně dosaženo spíše zvýšenou kadencí, kterou jsme v našem experimentu nepotvrdili. Zvýšená extenze v kyčelním kloubu souvisí se zvýšenou aktivitou extenzorů kyčelního kloubu, čímž dochází ke zmírnění sklonu pánve do antevertze (Mulroy et al. 2010, s. 217).

Výsledky studií zabývajících se vlivem chůze na treadmillu na naměřené parametry chůze byly nejednotné. Baer et al. (2018, ss. 1–12) ve studii zkoumali celkem 77 pacientů v subakutním stádiu CMP, kdy srovnávali terapii chůze na treadmillu a konvenční terapii chůze. Terapie na treadmillu probíhala 2x týdně s celkovým počtem 8–16 minut za týden, po dobu 8 týdnů. Mezi skupinami však neshledali žádný statisticky významný rozdíl. Laufer et al. (2001, ss. 69–78), kteří zkoumali efekt terapie chůze na treadmillu u 33 pacientů v subakutní fázi CMP, zaznamenali stejně jako my po terapii na treadmillu statisticky významné zlepšení rychlosti chůze a prodloužení dvojkroku. Statistiky významných výsledků stejných parametrů však dosáhli také i u kontrolní skupiny, která absolvovala standardní terapii chůze po zemi. Mezi skupinami neshledali žádný významný rozdíl. Terapie probíhala po dobu 3 týdnů, 5x týdně a délka jedné terapeutické jednotky se pohybovala v rozmezí 8–20 minut, což je obdobné jako v našem experimentu. Avšak na rozdíl od našeho experimentu vykazovala tato studie určitou heterogenitu v oblasti etiologie CMP – tedy zahrnovala jak ischemické, tak hemoragické CMP. Pohl et al. (2002, ss. 553–558) ve studii porovnávali efekt terapie chůze na treadmillu a terapie chůze po zemi u 60 pacientů v chronickém stádiu CMP. Terapie probíhala 30–45 minut denně, 3x týdně, po dobu 4 týdnů. U pacientů, kteří absolvovali terapii na treadmillu, při které byla rychlost chůze během terapie navyšována až o 10 %, došlo ke statisticky významnému zlepšení rychlosti chůze, kadence a délky dvojkroku v porovnání s terapií chůze na treadmillu, během které došlo k navýšení rychlosti maximálně o 5 %, a s konvenční terapií. Po terapii na treadmillu s maximálním 5% zrychlením bylo statisticky

významně dosaženo zvýšené rychlosti chůze a kadence v porovnání s terapií chůze po zemi. Změna délky dvojkroku nebyla mezi těmito dvěma skupinami shledána.

Kromě chůze na treadmillu byla zkoumána také chůze na treadmillu v odlehčení v podpurném závěsném systému, která dle Hesse (2008, s. 57) umožňuje symetričtější a dynamičtější chůzi a napomáhá lepší motorické kontrole. Některé studie naznačují, že chůze na treadmillu s či bez odlehčení je pro zlepšení schopnosti chůze u pacientů po CMP vhodnější intervencí v porovnání se standardní terapií chůze po zemi (Laufer et al., 2001, ss. 69–78; Harris-Love et al., 2001, ss. 105–112; Pohl et al., 2002, ss. 553–558; Loitongbam a Joy, 2016, ss. 10–13), přičemž chůze na treadmillu v odlehčení je efektivnější než samotná chůze na treadmillu s plnou zátěží (Visintin a Barbeau, 1989, ss. 315–325). Výsledky některých studií však s tímto tvrzením nekorespondují a vykazují značnou variabilitu. Hesse, Konrad a Uhlenbrock (1999, ss. 421–427) ve svém výzkumu zahrnuli 18 pacientů v chronickém stádiu CMP a porovnávali vliv terapie chůze na treadmillu s odlehčením, bez odlehčení a chůze po zemi. Terapie chůze po zemi prokázala statisticky významný vliv na zlepšení rychlosti chůze a kadence v porovnání s terapií na treadmillu. Terapie na treadmillu v odlehčení měla v porovnání s chůzí na treadmillu bez odlehčení a terapií chůze po zemi spíše vliv na procentuální zastoupení jednotlivých fází krokového cyklu. Došlo ke statisticky významnému prodloužení fáze středního stoje na paretické dolní končetině a snížení fáze dvojí opory. Po terapii chůze na treadmillu v odlehčení a chůze po zemi došlo ke statisticky významnému zkrácení fáze dvojí opory a k celkové symetrizaci stojné a švihové fáze krokového cyklu. Při chůzi v odlehčení navíc oproti chůzi bez odlehčení signifikantně došlo k vyššímu zapojení m. gastrocnemius, jehož aktivita však byla statisticky významně vyšší při chůzi po zemi. Naproti tomu Mao et al. (2015b, ss. 5–10) prokázali statisticky významný efekt terapie chůze na treadmillu v odlehčení na zvýšení kadence, délky dvojkroku, délky kroku a rychlosti v porovnání s terapií chůze po zemi, kde parametry nedosáhly prakticky žádného zlepšení. Chůze v odlehčení umožnila také větší pohyb do flexe a extenze kyčelního kloubu. Dle Smithové a Thompsonové (2008, ss. 997–1002) je však použití podpurného závěsného systému pro odlehčení u pacientů po CMP nevhodné z důvodu nízkého přizpůsobení se asymetrickému zatěžování, které je pro jedince s hemiparézou typické. Podpurný závěsný systém by se dle Hesse (2008, s. 57) měl odložit ihned, jakmile je pacient schopen kontrolovaně přenést váhu na paretickou končetinu bez abnormálních posturálních výchylek. Mehrholz, Pohl a Elsner (2014, ss. 17–20) ve svém review porovnávali studie zabývající se terapií chůze na treadmillu s využitím podpurného závěsného systému oproti jiné terapeutické intervenci.

Zahrnuli celkem 19 studií, s celkovým počtem 1 163 pacientů po CMP. Celková míra zlepšení chůze dosáhla hodnoty 0,07 m/s. Větších výsledků však dosáhli pacienti, kteří byli schopni samostatné chůze již před zahájením terapie, kde míra zlepšení dosáhla 0,14 m/s a byla prokázána za statisticky významnou. U pacientů neschopných samostatné chůze ke zrychlení chůze nedošlo, výsledná míra zlepšení byla -0,01 m/s. Závislost zlepšení rychlosti chůze na samostatnosti chůze byla shledána jako statisticky významná. V review dále porovnávali studie zabývající se terapií chůze na treadmillu bez využití podpůrného závěsného systému oproti jiné terapeutické intervenci. Celkem bylo zkoumáno 15 studií s celkovým počtem 714 účastníků. Bylo zjištěno statisticky významné zvýšení rychlosti chůze, přičemž míra zrychlení dosáhla 0,08 m/s.

Ačkoliv je chůze na treadmillu dnes běžně u pacientů po CMP součástí terapie chůze, zůstává zatím otázkou, v čem je pro pacienta benefiční v porovnání s jinými terapeutickými intervencemi. Je jisté, že chůze na treadmillu představuje repetitivní intenzivní trénink specifického motorického pohybu, který je v případě využití podpůrného závěsného systému možné použít již v časných stádiích po CMP, kdy pacient ještě není schopen samostatné chůze. Navíc přispívá i k mnohonásobně vícečetnému provedení krokového cyklu v porovnání s jinou terapií, čímž dochází ke zlepšení vytrvalosti. Avšak jak často, jak dlouho a v jakém provedení by měl ideálně trénink vypadat? To jsou otázky, na které se studie, zabývající se vlivem chůze na treadmillu u pacientů po CMP, snaží odpovědět, avšak jejich výsledky jsou velice variabilní. Proto tyto otázky zůstávají i nadále předmětem zkoumání. Dle review (Mehrholtz, Pohl a Elsner, 2014, ss. 20–21) existuje statisticky významná závislost zlepšení rychlosti chůze na intenzitě terapeutických jednotek. U terapie probíhající alespoň 5x týdně došlo ke statisticky významnému zvýšení rychlosti chůze o 0,13 m/s. Statisticky signifikantních výsledků bylo taktéž dosaženo u terapií, které probíhaly 3–4x týdně, míra zlepšení byla 0,08 m/s. Terapie, které probíhaly méně než 3x týdně, neměly téměř žádný zásadní vliv na změnu rychlosti chůze. Míra zlepšení byla pouze 0,05 m/s. Terapie trvající déle než 4 týdny dosáhla míry zlepšení rychlosti chůze 0,05 m/s. Terapie trvající 4 týdny dosáhla míry zlepšení rychlosti chůze 0,17 m/s. Terapie trvající méně než 4 týdny dosáhla míry zlepšení 0,20 m/s. Vše bylo shledáno jako signifikantně významné. Tato tvrzení se potvrdila i v našem experimentu, ve kterém terapie probíhala 5x týdně, po dobu přibližně 1 týdne, kdy medián zrychlení chůze dosáhl 0,4 km/h (= 0,11 m/s). Dle Ady et al. (2003, s. 1490) má chůze na treadmillu statisticky významný vliv na zrychlení chůze již při absolvování méně než dvanácti terapeutických jednotek. Mnohé studie potvrzují spíše pozitivní vliv treadmillu na chůzi. K podobným závěrům jsme dospěli i v našem experimentu, kdy chůze na treadmillu měla statisticky

významný vliv na určité parametry chůze. Jelikož byl náš experiment zaměřen na pacienty v subakutním stádiu, nelze vyloučit, že za dosažené výsledky může přirozená neurální regenerace namísto treadmillu. Mehrholtz, Pohl a Elsner (2014, ss. 20–21) však ve svém review neshledali statisticky významný rozdíl v míře zlepšení rychlosti chůze mezi pacienty schopnými samostatné chůze nacházejícími se v subakutním stádiu a v chronickém stádiu CMP, kdy obě skupiny vykazovaly signifikantní zrychlení chůze. U pacientů v subakutní fázi CMP byla míra zlepšení o 0,15 m/s, v chronické fázi míra zlepšení dosáhla 0,10 m/s. Tyto výsledky naznačují, že lepších výsledků dosáhli pacienti v subakutní fázi CMP. Nicméně náš experiment byl proveden pouze na 6 probandech, a proto z dosažených výsledků nelze usuzovat významné klinické závěry.

5.3 Diskuse k vědecké otázce č. 3

Hypotéza č. 3 se zabývala otázkou, zda existuje významný rozdíl mezi terapií chůze na treadmillu s využitím virtuální reality a terapií chůze na treadmillu na naměřené parametry chůze. Cílem této hypotézy bylo odlišit vliv treadmillu od vlivu virtuální reality v terapii chůze. Předpokládali jsme, že větších zlepšení dosáhneme u experimentální skupiny, kde terapie na treadmillu s virtuální realitou představovala pro pacienta intenzivní multisenzorický trénink, ze kterého by mělo pro zlepšení schopnosti chůze vzejít daleko více benefitů v porovnání s chůzí pouze na treadmillu. Nicméně terapie na treadmillu s virtuální realitou neměla v našem experimentu žádný statisticky významný vliv na měřené parametry chůze. Vzhledem k těmto výsledkům jsme dále předpokládali, že obdobné závěry zaznamenáme také u kontrolní skupiny, kdy základem terapie byla rovněž chůze na treadmillu. Ačkoliv kontrolní skupina absolvovala terapii bez virtuální reality, došlo u některých parametrů ke statisticky významným změnám. Důvodem těchto změn mohou být mírně odlišné terapeutické podmínky, které byly přizpůsobeny dané terapeutické intervenci. Přestože zrychlení u všech pacientů u obou skupin postupně přesáhlo navýšení o 10 % oproti vstupní rychlosti, které by dle studie Pohla et al. (2002, ss. 553–558) mělo mít významný vliv na zvýšení rychlosti chůze, kadence a prodloužení dvojkroku, nedošlo v našem experimentu u experimentální skupiny na rozdíl od kontrolní skupiny prakticky k žádným významným změnám. Důvodem může být určitá odlišnost mezi zmíněnou studií a naším experimentem. Rychlost pásu byla u experimentální skupiny téměř po celou dobu jedné terapeutické jednotky udržována konstantní, tak aby byla pacientovi chůze pohodlná a umožnila soustředění se na plnění úkolů ve virtuálním prostředí. Během dalších terapeutických jednotek se rychlost chůze postupně zvyšovala dle individuálních schopností jedince. U kontrolní skupiny, kdy se pacienti nemuseli soustředit na pohyb ve virtuálním

prostředí, bylo mnohem snazší zařadit do terapie střídání period rychlejší chůze s pomalejší chůzí, kdy s každou terapeutickou jednotkou se rychlost chůze navyšovala. Obecně byl medián rychlosti chůze během terapie u experimentální skupiny o 0,25 km/h (= 0,07 m/s) nižší. Dalším rozdílem bylo využití zevní opory v průběhu terapie. Všichni pacienti našeho experimentu byli na počátku terapie schopni samostatné chůze a nevyžadovali asistenci jiné osoby. Experimentální skupina však během terapie využívala postranních madel treadmillu z důvodu pocitu bezpečné chůze. Díky této zevní opoře dosáhli pacienti lepší stability chůze a mohli se tak více soustředit na zdolávání překážek ve virtuálním prostředí. Kontrolní skupina se sice zpočátku z důvodu pocitu větší jistoty při chůzi také přidržovala postranních madel, nicméně terapie byla postupně dle schopností pacienta zaměřena na samostatnou chůzi bez využití zevní opory. Využití postranních madel zvětšuje opěrnou bazi, což vede k větší stabilitě pacienta, který je tak schopen přes horní končetiny kompenzovat odchylky při chůzi. Zevní podpora je navíc zdrojem dalších somatosenzorických informací o orientaci těla a pohybu, což napomáhá lepší kontrole při udržení rovnováhy během chůze. Statisticky významně napomáhá symetrizaci délky kroku a chůzi o užší bazi. Zlepšení stability a symetrizace chůze přispívají ke snížení vydané energie, čímž následně dochází k ekonomizaci chůze. Je však nutné poznamenat, že využití zevní podpory nevyvolává významnou reorganizaci pro neuromuskulární koordinaci (IJmker et al., 2015, ss. 1–12). Všechny tyto rozdílné aspekty mohly mít vliv na námi dosažené výsledky. Za dosti významný faktor považujeme také to, že experiment proběhl na velmi malém vzorku pacientů, a tudíž jeho výsledky nemohou být považovány za klinicky významné. Přestože jsme u kontrolní skupiny zaznamenali statisticky významné změny, nebyl v našem experimentu prokázán signifikantní rozdíl mezi terapií chůze na treadmillu s virtuální realitou a terapií chůze na treadmillu na naměřené parametry chůze.

I přesto, že v našem experimentu neměla terapie založená na virtuální realitě významný vliv na měřené parametry chůze, byla mnoha studii shledána za terapeutickou intervenci, která pacientovi po CMP přináší určité benefity v porovnání s ostatními druhy terapie (Corbetta, Imeri a Gatti, 2015, ss. 117–124). Cílem virtuální reality je vystavit pacienta zábavnou a motivační formou multisenzorickým informacím, kdy na základě externích a interních smyslů je pacient schopen opravit svůj pohybový plán za účelem dosažení určitého cíle (Santos et al., 2016, s. 76). Spojení pohybu ve virtuálním prostředí s chůzí na treadmillu představuje pro pacienta intenzivní multisenzorický trénink, který vede k efektivnímu motorickému učení, což následně podporuje obnovu motorické funkce (Santos et al., 2016, s. 76; Saposnik a Levin, 2011, s. 1385; Mirelman, Bonato a Deutsch, 2009, s. 169). Samotná

chůze na treadmillu bez využití prvků virtuální reality dle Torres-Ovieda a Bastiana (2010, ss. 17015–17022) snižuje efekt motorického učení, a to hned z několika důvodů. Jedním z důvodů je pravděpodobně snížený přenos adaptace, získané chůzí na treadmillu, do přirozených pohybů při chůzi po zemi. Během života si na základě somatosenzorických vstupů při pohybu v různých prostředích vytváříme určité interní modely. Na základě okolních informací, předchozích zkušeností a stavu těla pak mozek vybírá určitý interní model, který je vhodný pro pohyb v daném prostředí. Při změně prostředí či změnách v těle může být zvolený interní model přizpůsoben tak, aby co nejlépe vyhovoval novým požadavkům na pohyb. Zdá se, že při chůzi na chodícím páse vytváří nervový systém nový interní model, který je specifický pro chůzi na treadmillu, avšak při následné chůzi po zemi využívá model odlišný. Dalším důvodem je, že při chůzi na treadmillu dochází ke snížení vizuálního toku informací, protože chůze probíhá na jednom místě, naproti tomu chůze po zemi je dynamická a s pohybem těla vpřed se neustále mění. Navíc při chůzi na treadmillu dochází k vizuo-proprioceptivnímu nesouladu informací, který je právě pro samostatnou chůzi na treadmillu velmi specifický. Zatímco vizuální informace nám říkají, že se nehýbeme, informace, které přichází z proprioceptorů, tvrdí pravý opak. Z těchto důvodů Torres-Ovieda a Bastian uvádí, že vyloučení zraku při chůzi na treadmillu vede k mnohem většímu variabilnímu motorickému chování, které pravděpodobně zvyšuje citlivost na chybně řízenou adaptaci. Zvýšená variabilita motorického chování souvisí s větší nejistotou předpovídaného vnitřního pohybu, což následně podporuje větší vnímavost prováděného pohybu a učení se z vlastních chyb. Bylo prokázáno, že během stoje se zavřenýma očima dochází ke zvýšení proprioceptivních vjemů. Stejně tak je tomu dle Torres-Ovieda a Bastiana i u chůze, kdy z kontroly vyloučíme zrak. Zvýšením proprioceptivních vjemů vyloučením zraku můžeme docílit intenzivního motorického učení. K podobným závěrům došli také Kim, Kang a Jeon (2015, s. 471), kteří zjistili, že terapie chůze na treadmillu s vyloučením zrakové kontroly je relativně více efektivní pro chůzi v reálném prostředí, než při otevřených očích. Jedním z důvodů může být redukce senzorických informací mezi vizuálními a proprioceptivními informacemi během chůze na treadmillu. Nesoulad mezi vstupními informacemi pravděpodobně brání pacientovi přenést schopnosti chůze naučené během chůze na treadmillu do reálného prostředí. Terapie ve výše zmíněné studii proběhla na třech pacientech v chronickém stádiu CMP. Po terapii došlo k výraznému zlepšení časové i prostorové symetrie chůze. Časová symetrie se zlepšila více po terapii na treadmillu s vyloučením zrakové kontroly, zatímco u prostorové symetrie nebyl rozdíl mezi terapií na treadmillu s či bez vyloučení zrakové kontroly. S vyloučením zraku došlo dále k dosažení lepších výsledků rychlosti a kadence (Kim, Kang a Jeon, 2015, s. 472). Zrak však hraje během

chůze důležitou roli. Používáme ho, když chceme překročit překážku, vyhnout se překážce a přizpůsobit naši chůzi terénu. U pacientů po CMP, u kterých bývá často poškozené vnímání informací z vestibulárního systému, jež mají vliv na kontrolu pohybu a rovnováhy, byla popsána větší závislost na vstupních vizuálních informacích (Chen et al., 2014, s. 51). Nadměrné spoléhání se na zrak může ale dle Kima, Kanga a Jeona (2015, s. 466) u těchto pacientů během rehabilitace znemožnit obnovení správného použití somatosenzorických a vestibulárních vstupů pro správné řízení pohybových úkolů. Torres-Oviedo a Bastian (2010, ss. 1–19) uvádí, že vizuální informace jsou důležité pro generování jednotlivých vnitřních modelů pro chůzi v odlišném prostředí. Zatímco vzory pro lokomci využívají neuronových spojů na úrovni spinální míchy, interní modely pro chůzi v různém prostředí se rozvíjí v rámci vyšších center, jako je například mozeček. Z uvedeného vyplývá, že je vhodné propojit chůzi na treadmillu s virtuální realitou, abychom oslovili i vyšší centra centrálního nervového systému a podnítili tak rozvoj přizpůsobivosti chůze na různá prostředí.

Terapie virtuální realitou je v poslední době čím dál více oblíbená a často se využívá jako doplňující terapie k základní standardní terapii. Virtuální realita nabízí širokou škálu možností, jak pacienta více motivovat při nácviku určitého úkolu či zlepšení určité funkce. Můžeme využít propojení různých přístrojů s virtuální realitou, můžeme se zaměřit na různé problémy pacientů po CMP a můžeme také ovlivnit to, do jaké míry bude pacient do virtuálního prostředí ponořen a do jaké míry bude moci toto prostředí ovládat. Není pochyb o tom, že terapie virtuální realitou pozitivně motivuje pacienta k provedení daného úkolu formou hry za dosažením určitého cíle. Pacient je tak na provedení určitého úkolu více soustředěn. Navíc dostává okamžitou zpětnou vazbu o kvalitě svého pohybu, na základě čehož může následně svůj pohyb opravit, a tak dosáhnout daného cíle. Mnoho studií poukazuje spíše na pozitivní efekt a benefity vyplývající ze zahrnutí virtuální reality do terapie, avšak závěry studií nejsou zcela jednotné a prokázání toho, jak přesně a jak moc virtuální realita ovlivňuje pohyb pacienta a na jakém principu doopravdy funguje, zůstává i nadále předmětem zkoumání. Zatím není zcela jasné, jak dlouho, o jaké intenzitě a jakou formou by měla terapie virtuální realitou u pacientů po CMP probíhat, aby byla pro pacienta přínosem, ale zároveň aby nedocházelo k prohloubení asymetrie či k únavě pacienta.

5.4 Význam pro klinickou praxi

Vzhledem k dosaženým výsledkům v našem experimentu lze říci, že použitím treadmillu bez virtuální reality jako terapeutické intervence chůze můžeme u pacientů v subakutním stádiu CMP dosáhnout větší vytrvalosti a rychlejší chůze, která je dána prodloužením délky kroku

vznikající na základě forsírované rychlosti pásu. Rychlá chůze na treadmillu dále napomáhá symetrickému procentuálnímu zastoupení jednotlivých fází krokového cyklu. Vzhledem k vyloučení nadměrného množství vizuálních informací bylo snazší trénovat chůzi s postupnou eliminací zevní opory o horní končetiny. Naproti tomu chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality neprokázala žádný významný vliv na měřené parametry chůze. Terapie s virtuální realitou také vzhledem k soustředěnosti pacienta na zdolávání překážek neumožňovala trénink významně rychlejší chůze ani trénink chůze bez zevní opory o horní končetiny. Nicméně výhodou terapie chůze ve virtuální realitě je trénink chůze v odlišném prostředí, kdy se pacient musí soustředit na zdolávání překážek a přizpůsobovat tomu svoji chůzi. Virtuální realita dále pacientovi poskytuje multisenzorickou zpětnou vazbu o vykonaném pohybu, což podporuje motorické učení, které je důležité pro rozvoj neuroplasticity. Při chůzi ve virtuálním prostředí navíc nedochází ke zkreslení informací přicházejících do mozku, jako je tomu při chůzi na treadmillu bez virtuální reality. Mezi oběma terapeutickými intervencemi však u pacientů nebyl shledán statisticky významný rozdíl.

5.5 Limity studie

Jedním z hlavních limitů práce byl poměrně malý soubor probandů, čímž mohlo snadno dojít ke zkreslení dosažených výsledků. Vzhledem k tomu, že se výsledné hodnoty některých parametrů chůze přibližovaly k hladině signifikance, lze předpokládat, že navýšením počtu účastníků v obou skupinách by mohlo dojít k dosažení statisticky významných výsledků.

Dalším limitem práce byla absence klinických testů chůze, které by zhodnotily kvalitu chůze po zemi. V naší studii bylo využito pouze hodnot, které byly snímány ze silové a tlakové plošiny chodícího pásu. Je možné, že klinické testy by mohly ozřejmit zlepšení kvality chůze u pacientů absolvujících terapii chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality, kdy chůze ve virtuální realitě představuje pro pacienta v porovnání s chůzí pouze na treadmillu bez virtuální reality řadu benefitů, které se však mohou projevit až při chůzi po zemi či v odlišném terénu.

Jedním z dalších limitů práce byla variabilita délky jedné terapeutické jednotky a délka průběhu celé terapie, kdy délka jedné terapeutické jednotky byla přizpůsobena vždy individuálně schopnostem pacienta, přičemž průběh celé terapie probíhal od přijetí pacienta na oddělení rehabilitace až po jeho propuštění. Každý pacient tak absolvoval jinak intenzivní terapii chůze.

Vzhledem k tomu, že všichni účastníci podstoupili každý den standardní rehabilitaci, můžeme za další limit práce považovat absenci kontrolní skupiny probandů, která

by absolvovala pouze standardní rehabilitaci bez terapie chůze na treadmillu a bez virtuální reality, kdy bychom byli schopni odlišit vliv treadmillu a vliv konvenční terapie na měřené parametry chůze.

Při tvorbě diplomové práce byl také shledán nedostatečný počet studií, které by se zabývaly stejným experimentem, jako tomu bylo v naší studii. Většina studií navíc srovnávala efekt terapie chůze u pacientů v chronickém stádiu CMP z důvodu vyloučení vlivu přirozené regenerace centrální nervové soustavy. Vzhledem k tomu, že v našem experimentu byli testováni pacienti v subakutním stádiu CMP, nelze říci, zda jsou dosažená zlepšení parametrů chůze způsobena přirozenou regenerací centrální nervové soustavy, absolvováním standardní rehabilitace či terapií chůze na treadmillu.

ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv virtuální reality v terapii chůze u pacientů v subakutním stádiu CMP. V našem experimentu byli účastníci rozděleni do dvou skupin, přičemž základem terapie chůze u obou skupin byla chůze na treadmillu. U experimentální skupiny byla chůze na treadmillu navíc propojena s chůzí ve virtuální realitě. Důvodem rozdělení účastníků do dvou skupin bylo rozlišit efekt treadmillu od efektu virtuální reality na měřené parametry chůze. Kvalitu chůze jsme posuzovali na základě dosažených hodnot časoprostorových charakteristik chůze, snímaných ze silové a tlakové plošiny chodícího pásu. Terapie chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality neprokázala v našem experimentu žádné významné změny v naměřených parametrech chůze. Naproti tomu kontrolní skupina pacientů, která absolvovala terapii chůze na treadmillu bez využití prvků virtuální reality, dosáhla v měřených parametrech v porovnání s experimentální skupinou daleko lepších výsledků. Po terapii na treadmillu došlo ke statisticky významnému prodloužení kroku paretickou ($p = 0,046$) i neparetickou ($p = 0,046$) dolní končetinou, přičemž prodloužení kroku obou dolních končetin bylo pravděpodobně výsledkem zlepšené funkce paretické dolní končetiny, která byla dána zvýšenou aktivitou plantárních flexorů a zvýšenou aktivitou kyčelních extenzorů na paretické straně, čímž došlo k větší propulzní síle paretickou dolní končetinou. S prodloužením délky kroku obou končetin došlo také ke statisticky významnému prodloužení dvojkroku ($p = 0,046$). S tím souviselo také signifikantní zrychlení chůze ($p = 0,028$). Všechny výše uvedené změny pravděpodobně vznikly jako reakce na použití vyšší rychlosti pásu, kdy automatický pohyb pásu nutil pacienta zrychlit chůzi, přičemž pacienti pro rychlejší chůzi využívali strategie prodloužení délky kroku. Po terapii na treadmillu došlo také k symetrizaci jednotlivých fází krokového cyklu. I přesto, že jsme v našem experimentu neprokázali významný efekt virtuální reality v terapii chůze u pacientů po CMP, přináší tato terapeutická intervence pacientovi v porovnání s ostatními druhy terapie určité benefity. Spojení tréninku chůze na treadmillu s pohybem ve virtuálním prostředí představuje pro pacienta intenzivní multisenzorický trénink, který napomáhá efektivnímu motorickému učení, čímž dochází k rozvoji neuroplasticity s následnou obnovou motorické funkce. Další výhodou této terapeutické intervence je eliminace nesouladu mezi vstupními informacemi, kdy při terapii chůze na treadmillu bez virtuální reality nás zrak informuje o tom, že se nehýbeme, zatímco informace přicházející z proprioreceptorů tvrdí pravý opak. Tento nesoulad informací snižuje efekt motorického učení a pravděpodobně vede k menší schopnosti přenést nově

naučený vzor chůze na treadmillu do reálného prostředí. Z tohoto důvodu je vhodné propojit chůzi na treadmillu s pohybem ve virtuálním prostředí. Virtuální prostředí poskytuje pacientovi vizuální informace o vykonávaném pohybu, čímž dochází k oslovení vyšších center centrálního nervového systému. Oslovení vyšších center je důležité pro rozvoj tzv. „interních modelů pro chůzi“, které hrají významnou roli při přizpůsobování se chůze různým prostředím. Naproti tomu chůzi na treadmillu bez virtuální reality oslovujeme spíše vzory pro lokomoci, které využívají nervových spojů na úrovni spinální míchy. I přesto, že náš experiment neprokázal významný vliv virtuální reality na chůzi u pacientů po CMP, je možné, že terapie chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality vyvolala v porovnání s chůzí na treadmillu bez virtuální reality u probandů v našem experimentu určité změny v kvalitě chůze. Vzhledem k absenci klinických testů však tyto změny nemusely být při pouhé chůzi na páse zachyceny.

Není pochyb o tom, že každá z uvedených terapeutických intervencí přináší v klinické praxi pro terapii chůze u pacientů po CMP jisté výhody. Rychlý pohyb chodícího pásu facilituje prodloužení kroku, dvojkroku a zvýšení rychlosti chůze, přičemž rychlost chůze je považována za parametr, kterým lze hodnotit schopnost chůze pacienta. Zatím však není zcela jasné, do jaké míry dochází k přenosu nově naučených vzorů chůze na treadmillu do běžného prostředí mimo chodící pás. Naproti tomu intenzivní multisenzorický trénink chůze ve virtuálním prostředí je náročnější na kognitivní funkce a oslovuje i vyšší centra centrálního nervového systému, což je důležité pro následné přizpůsobení pohybu v odlišném prostředí. Avšak v momentě, kdy jsou na pacienta kladeny vyšší nároky na rovnováhu během překonávání překážek ve virtuálním prostředí, nelze dosáhnout takové rychlosti chůze, jako tomu je při chůzi pouze na treadmillu bez virtuální reality. Námětem pro další studie a zkoumání tedy zůstává, jak propojit výhody treadmillu a výhody virtuální reality, aby došlo ke zlepšení celkové kvality chůze a ne pouze jejích dílčích prvků.

REFERENČNÍ SEZNAM

ADA, L., DEAN, C. M., HALL, J. M., BAMPTON, J., CROMPTON, S. 2003. A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo-controlled, randomized trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 84(10), 1486–1491, [cit. 2018-04-10]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: doi 10.1053/S0003-9993(3)00349-6.

ALLEN, J. L., KAUTZ, S. A., NEPTUNE, R. R. 2011. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture* [online]. 33(4), 538–543, [cit. 2018-04-07]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2011.004.

AMBLER, Z. 2006. *Základy neurologie* (6. vyd.). Praha: Galén. ISBN 80-7262-433-4.

ARYA, K., PANDIAN, S., VERMA, R., GARG, R. 2011. Movement therapy induced neural reorganization and motor recovery in stroke: A review. *Journal of Bodywork & Movement therapies* [online]. 15(4), 428–537, [cit. 2017-01-24]. ISSN 1360-8592. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbmt.2011.01.023.

AWAD, L. N., PALMER, J. A., POHLIG, R. T., BINDER-MACLEOD, S. A., REISMAN, D. S. 2015. Walking speed and step length asymmetry modify the energy cost of walking after stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 29(5), 416–423, [cit. 2018-04-06]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi 10.1177/1545968314552528.

BALABAN, B., TOK, F. 2014. Gait disturbances in patients with stroke. *PM&R Journal*. [online]. 6 (7), 635–642, cit. [2017-10-24]. ISSN 1537-7385. Dostupné z: https://ac.els-cdn.com/S1934148214000252/1-s2.0-S1934148214000252-main.pdf?_tid=e44e3c60-b8b6-11e7-b53a-00000aab0f02&acdnat=1508848311_98110f6f028b301c4104bf19eab18e97.

BALASUBRAMANIAN, CH. K., BOWDEN, M. G., NEPTUNE R. R., KAUTZ, S. A. 2007. Relationship Between Step Length Asymmetry and Walking Performance in Subjects With

Chronic Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 88(1), 43–49, [cit. 2018-04-08]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2006.10.004.

BAYAT, R., BARBEAU, H., LAMONTAGNE, A. 2005. Speed and temporal-distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 19(2), 115–124, [cit. 2018-04-10]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi 10.1177/1545968305275286.

BAER, G. D., SALISBURY, L. G., SMITH, M. T., PITMAN, J., DENNIS, M. 2018. Treadmill training to improve mobility for people with sub-acute stroke: a phase II feasibility randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation* [online]. 32(2), 1–12, [cit. 2018-01-15]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: doi 10.1177/0269215517720486.

BEYAERT, C., VASA, R., FRYKBERG, G. 2015. Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Clinical Neurophysiology* [online]. 45(4-5), 335–355, cit [2017-10-24]. ISSN 1388-2457. Dostupné z: doi 10.1016/j.neucli.2015.09.005.

BIRCH, I., VERNON, W., YOUNG, M. 2015. Terminology and forensic gait analysis. *Science and Justice* [online]. 55(4), 279–284, [cit. 2017-11-28]. ISSN 1355-0306. Dostupné z: doi 10.1016/j.scijus.2015.03.002.

BURGET, N. 2015. Využití zpětné vazby v rehabilitaci pacientů s poruchami chůze po cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 22(2), 70–78, [cit. 2018-01-15]. ISSN 1805-4552. Dostupné z: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=0&sid=643c3d6b-267d-47c9-a64a-0bc625c3a68e%40sessionmgr4009>.

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

CORBETTA, D., IMERI, F., GATTI, R. 2015. Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and

mobility after stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [online]. 61(3), 117–124, [cit. 2018-01-28]. ISSN 1836-9561. Dostupné z: doi 10.1016/j.jphys.2015.05.017.

DAREKAR, A., MCFADYEN B. J., LAMONTAGNE, A., FUNG, J. 2015. Efficacy of virtual reality-based intervention on balance and mobility disorders post-stroke: a scoping review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 12(46), 1–14, [cit. 2018-01-15]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi 10.1186/s12984-015-0035-3.

DEUTSCH, J. E. 2011. Using virtual reality to improve walking post-stroke: translation to individuals with diabetes. *Journal of diabetes science and technology* [online]. 5(2), 309–314, [cit. 2018-03-29]. ISSN 1932-2968. Dostupné z: doi 10.1177/193229681100500216.

DIERICK, F., PENTA, M., RENAUT, D., DETREMBLEUR, CH. 2004. A force measuring treadmill in clinical gait analysis. *Gait & Posture* [online]. 20(3), 299–303, [cit. 2017-11-28]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2003.11.001.

DOBKIN, B. H. 2004. Strategies for stroke rehabilitation. *The Lancet Neurology* [online]. 3(9), 1–25, [cit. 2018-02-12]. ISSN 1474-4422. Dostupné z: doi 10.1016/S1474-4422(04)00851-8.

DONATH, L., FAUDE, O., LICHTENSTEIN, E., NÜESCH, C., MÜNDERMANN, A. 2016. Validity and reliability of a portable gait analysis system for measuring spatiotemporal gait characteristics: comparison to an instrumented treadmill. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 13(6), 1–9, [cit. 2017-01-28]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi 10.1186/s12984-016-0115-z.

DUNCAN, P. W., SULLIVAN, K. J., BEHRMAN, A. L., AZEN, S. P., WU, S. S., NADEAU, S. E., DOBKIN, B. H., ROSE, D. K., TILSON, J. K., CEN, S., HAYDEN, S. K. 2011. Body-weight-supported treadmill rehabilitation after stroke. *The New England Journal of Medicine* [online]. 364(21), 2026–2036, [cit. 2018-03-26]. ISSN 1533-4406. Dostupné z: doi 10.1056/NEJMoa1010790.

ENOKA, R. M. 2002. *Neuromechanics of human movement* (3. vyd.). Champaign: Human Kinetics. ISBN 0-7360-0251-0.

FIKSA, J. 2008. Cévní mozková příhoda: diagnostika a léčba. *Lékařské listy* [online]. 57(18), 12–14, [cit. 2017-02-01]. ISSN 1805-2355. Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/cevni-mozkova-prihoda-diagnostika-a-lecba-387150>.

FLANSBJER, U., HOLMBÄCK, A. M., DOWNHAM, D., PATTEN, C., LEXELL, J. 2005. Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *Journal of rehabilitation medicine* [online]. 37(2), 75–82, cit. [2018-03-28]. ISSN 1650-1977. Dostupné z: doi 10.1080/16501970410017215.

FRANCESCHINI, M., CARDA, S., AGOSTI, M., ANTENUCCI, R., MALGRATI, D., CISARI, C. 2009. Walking after stroke: what does treadmill training with body weight support add to overground gait training in patients early after stroke?: a single-blind, randomized, controlled trial. *Stroke* [online]. 40(9), 3079–3085, [cit. 2018-01-25]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: doi 10.1161/STROKEAHA.109.555540.

GIBBONS, E. M., THOMSON, A. N., NORONHA, M., JOSEPH, S. 2016. Are virtual reality technologies effective in improving lower limb outcomes for patients following stroke – a systematic review with meta-analysis. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 23(6), 440–457, [cit. 2018-04-25]. ISSN 1495-5119. Dostupné z: doi 10.1080/10749357.2016.1183349.

GROSS, J., FETTO, J., ROSEN, E. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu* (2. vyd.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-720-8.

HAFSTEINSDÓTTIR, T. B., RENSINK, M., SCHUURMANS, M. 2014. Clinimetric Properties of the Timed Up and Go Test for patients with stroke: A systematic Review. *Topics in stroke rehabilitation* [online]. 21(3), 197–210, cit. [2018-03-28]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: doi 10.1310/tsr2103-197.

HARRIS-LOVE, M. L., FORRESTER, L. W., MACKO, R. F., SILVER, K. H., SMITH, G. V. 2001. Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 15(2), 105–112, [cit. 2018-04-05]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi 10.1177/154596830101500204.

HESSE, S., KONRAD, M., UHLENBROCK, D. 1999. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 80(4), 421–427, [cit. 2018-04-09]. ISSN 1532/821X. Dostupné z: doi 10.1016/S0003-9993(99)90279-4.

HESSE, S. 2008. Treadmill training with partial body weight support after stroke: a review. *NeuroRehabilitation* [online]. 23(1), 55–65, [cit. 2018-04-06]. ISSN 1878-6448. Dostupné z: <https://content.iospress.com/download/neurorehabilitation/nre00394?id=neurorehabilitation%2Fne00394>.

CHEN, I. H., YANG, Y. R., CHAN, R. C., WANG, R. Y. 2014. Turning-based treadmill training improves turning performance and gait symmetry after stroke. *Neurorehabilitation and neural repair* [online]. 28(1), 45–55, [cit. 2018-04-11]. ISSN 1552-6844. Dostupné z: doi 10.1177/1545968313497102.

CHEUNG, K. L., TUNIK, E., ADAMOVICH, S. V., BOYD, L. A. 2014. Neuroplasticity and virtual reality. In: WEISS, P. L., KASHNER, E. A., LEVIN, M. F. *Virtual Reality for Physical and Motor Rehabilitation*. New York: Springer-Verlag. ISBN 978-1-4939-0968-1.

CHO, K. H., LEE, W. H. 2013. Virtual Walking Training Program Using a Real-world Video Recording for Patients with Chronic Stroke. *American journal of physical medicine & rehabilitation* [online]. 92(5), 371–384, [cit. 2018-04-04]. ISSN 1537-7385. Dostupné z: doi 10.1097/PHM.0b013e31828cd5d3.

CHO, K. H., KIM, M. K., LEE, H. J., LEE, W. H. 2015. Virtual Reality Training with Cognitive Load Improves Walking Function in Chronic Stroke Patients. *The Tohoku journal of experimental medicine* [online]. 236(4), 273–280, [cit. 2018-04-05]. ISSN 1349-3329. Dostupné z: doi 10.1620/tjem.236.273.

IJMKER, T., LAMOTH, C. J., HOUDIJK, H., TOLSMA, M., WAUDE, L. H., DAFFERTSHOFER, A., BEEK, P. J. 2015. Effects of handrail hold and light touch on energetics, step parameters, and neuromuscular activity during walking after stroke. *Journal of*

neuroengineering and rehabilitation [online]. 12(70), 1–12, [cit. 2018-04-12]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi 10.1186/s12984-015-0051-3.

JAFFE, D. L., BROWN, D. A., PIERSON-CAREY, C. D., BUCKLEY, E. L., LEW, H. L. 2004. Stepping over obstacles to improve walking in individuals with poststroke hemiplegia. *Journal of rehabilitation research and development* [online]. 41(3A), 283–292, [cit. 2018-04-12]. ISSN 1938-1352. Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/04/41/3A/Jaffe.html>.

JONSDOTTIR, J., RECALCATI, M., RABUFFETTI, M., CASIRAGHI, A., BOCCARDI, S., FERRARIN, M. 2009. Functional resources to increase gait speed in people with stroke: strategies adopted compared to healthy controls. *Gait & Posture* [online]. 29(3), 355–359, [cit. 2018-04-12]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2009.01.008.

KALRON, A., ACHIRON, A. 2013. Postural control, falls and fear of falling in people with multiple sclerosis without mobility aids. *Journal of the Neurological Sciences* [online]. 335(1-2), 186–190, [cit. 2017-01-29]. ISSN 0022-510X. Dostupné z: doi 10.1016/j.jns.2013.09.029.

KERR, A., DRYDEN, J., CHILDS, C., GREALY, M., MURPHY, A., ROWE, P. 2015. Is treadmill walking with virtual reality an acceptable and plausible training modality for stroke survivors? 1017–1018. Dostupné z: https://strathprints.strath.ac.uk/61579/1/Kerr_etal_CISB_2015_Is_treadmill_walking_with_virtual_reality_an_acceptable_and_plausible_training_modality_for_stroke_survivors.pdf.

KIM, C. M., ENG, J. J. 2003. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait & Posture* [online]. 18(1), 23–28, [cit. 2018-04-08]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi 10.1016/S0966-6362(02)00122-4.

KIM, J. S., KANG, S. Y., JEON, H. S. 2015. A comparison of the effects of visual deprivation and regular body weight support treadmill training on improving over-ground walking of stroke patients: a multiple baseline single subject design. *Physiotherapy theory and practice* [online]

31(7), 466–473, [cit. 2018-04-08]. ISSN 1532-5040. Dostupné z: doi 10.3109/09593985.2015.1037875.

KIM, N., PARK, Y., LEE, B. 2015. Effects of community-based virtual reality treadmill training on balance ability in patients with chronic stroke. *Journal of physical therapy science* [online]. 27(3), 655–658, cit. [2018-03-28]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi 10.1589/jpts.27.655.

KIZONY, R., LEVIN, M. F., HUGHEY, L., PEREZ, C., FUNG, J. 2010. Cognitive load and dual-task performance during locomotion poststroke: a feasibility study using a functional virtual environment. *Physical therapy* [online]. 90(2), 252–260, [cit. 2017-01-20]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: 10.2522/ptj.20090061.

KIRTLEY, C. 2006. *Clinical gait analysis: theory and practice*. 2006. New York: Elsevier. ISBN 04-431-0009-8.

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

KRÁLÍČEK, P. 2011. *Úvod do speciální neurofyzologie* (3. vyd.). Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-618-2.

KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B., KOLÁŘ, P., SCHUSTEROVÁ, B., TOMSOVÁ, J. 2017. Neurorehabilitace chůze po cévní mozkové příhodě. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 80/113(5), 521–526, [cit. 2017-11-15]. ISSN 1802-4041. Dostupné z: doi 10.14735/amcsnn2017521.

LATASH, M. L. 2008. *Neurophysiological basis of movement* (2. vyd.). Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 07-360-6367-6.

LAUFER, Y., DICKSTEIN, R., CHEFEZ Y., MARCOVITZ, E. 2001. The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation. *Journal*

of Rehabilitation Research & Development [online]. 38(1), 69–78, [cit. 2018-04-06]. ISSN 1938-1352. Dostupné z: <https://www.rehab.research.va.gov/jour/01/38/1/lauffer.html>.

LEE, S. J., HIDLER, J. 2008. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology* [online]. 104(3), 747–755, [cit. 2018-01-20]. ISSN 1522-1601. Dostupné z: doi 10.1152/jappphysiol.01380.2006.

LEE, CH., KIM, Y., LEE, B. 2014. Augmented reality-based postural control training improves gait function in patients with stroke: Randomized controlled trial. *Hong Kong Physiotherapy Journal* [online]. 32(2), 51–57, [cit. 2018-04-08]. ISSN 1013-7025. Dostupné z: doi 10.1016/j.hkpj.2014.04.002.

LEWEK, M. D., FEASEL, J., WENTZ, E., BROOKS F. P., WHITTON, M. C. 2012. Use of visual and proprioceptive feedback to improve gait speed and spatiotemporal symmetry following chronic stroke: a case series. *Physical therapy* [online]. 92(5), 748–756, [cit. 2017-02-14]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.201102006.

LOITONGBAM, S. S., JOY, A. K. 2016. Partial Body Weight Supported Training in Patients With Stroke: Evaluation of Changes in Certain Gait Parameters, Pre and Post Training. *Paripex – Indian Journal of Research* [online]. 5(10), 10–13, [cit. 2018-04-18]. ISSN 2250-1991. Dostupné z: <https://wwjournals.com/index.php/pijr/article/view/1223/1216>.

LORD, S. E., MCPHERSON, K., CNAUGHTON, H. K., ROCHESTER, L., WEATHERALL, M. 2004. Community ambulation after stroke: How important and obtainable is it and what measures appear predictive? *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 85(2), 234–239, [cit. 2018-01-28]. ISSN 1532-821X. Dostupné z: doi 10.1016/j.apmr.2003.05.002.

MAO, Y., CHEN, P., LI, L., LI, L., HUANG, D. 2015a. Changes of pelvis control with subacute stroke: A comparison of body-weight-support treadmill training coupled virtual reality system and over-ground training. *Technology and Health Care* [online]. 23(2), 355–364, cit. [2018-03-27]. ISSN 1878-7401. Dostupné z: doi 10.3233/THC-150972.

MAO, Y., LO, W. L., LIN, Q., LI, L., XIAO, X., RAGHAVAN, P., HUANG, D. 2015b. The Effect of Body Weight Support Treadmill Training on Gait Recovery, Proximal Lower Limb Motor Pattern, and Balance in Patients with Subacute Stroke. *BioMed Research International* [online]. 1–10. ISSN 2314-6141. Dostupné z: doi 10.1155/2015/175719.

MEHRHOLZ, J., POHL, M., ELSNER, B. 2014. Treadmill training and body weight support for walking after stroke (Review). *Cochrane Database Systematic review* [online]. 23(1), 1–197, [cit. 2017-01-24]. ISSN 1469-493X. Dostupné z: doi 10.1002/14651858.CD002840.pub3.

MIRELMAN, A., BONATO, P., DEUTSCH, J. E. 2009. Effects of training with a robot-virtual reality system compared with a robot alone on the gait of individuals after stroke. *Stroke* [online]. 40(1), 169–174, [cit. 2017-01-24]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: doi 10.1161/STROKEAHA.108.516328.

MULROY, S. J., KLASSEN, T., GRONLEY, J. K., EBERLY, V. J., BROWN, D. A., SULLIVAN, K. 2010. Responsiveness to Treadmill Training With Body-Weight Support After Stroke: An Exploratory Study. *Physical Therapy* [online]. 90(2), 209–223, [cit. 2018-04-10]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20090141.

NASCIMENTO, L. R., DE OLIVEIRA, C. Q., ADA, L., MICHAELSEN, S. M, TEIXEIRA-SALMELA, L. F. 2015. Walking training with cueing of cadence improves walking speed and stride length after stroke more than walking training alone: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* [online]. 61(1), 5–10, [cit. 2018-01-22]. ISSN 1836-9561. Dostupné z: doi 10.1016/j.jphys.2014.11.015.

NEUMANNOVÁ, K., JANURA, M., KOVÁČIKOVÁ, Z., SVOBODA Z., JAKUBEC, L. A. 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí* (1. vyd.). Univerzita Palackého v Olomouci. ISSN 978-80-244-4704-9.

NOVOTNÁ, K., PREININGEROVÁ, J. 2013. Poruchy chůze u pacientů s roztroušenou sklerózou mozkomíšní. *Neurologie pro praxi* [online]. 14(4), 185–187, [cit. 2017-09-19]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2013/04/06.pdf>.

OLNEY, S., RICHARDS, C. 1996. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture* [online]. 4(2), 136–148, [cit. 2017-01-24]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: http://ac.els-cdn.com/0966636296010636/1-s2.0-0966636296010636-main.pdf?_tid=1d5ac280-e248-11e6-85dd-0000aacb35e&acdnat=1485271193_11337ec6c9d767c24b03e419712d36c7.

PATTERSON, S. L., RODGERS, M. M., MACKO, R. F., FORRESTER, L. W. 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* [online]. 45(2), 221–228, [cit. 2018-04-01]. ISSN 1938-1352. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2998758/>.

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: Normal and Pathological Function I* (2. vyd.). New Jersey: Slack Incorporated. ISBN 978-1-55642-766-4.

PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci* (1. vyd.). Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1135-5.

POHL, M., MEHRHOLZ, J., RITSCHER, C., RÜCKRIEM, S. 2002. Speed-Dependent Treadmill Training in Ambulatory Hemiparetic Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *Stroke* [online]. 33(2), 553–558, [cit. 2018-04-09]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: doi 10.1161/hs0202.102365.

RODRIGUES-BARONI, J. M., NASCIMENTO L. R., ADA, L., TEIXEIRA-SALMELA, L. F. 2014. Walking training associated with virtual reality-based training increases walking speed of individuals with chronic stroke: systematic review with meta-analysis. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [online]. 18(6), 502–512, [cit. 2018-01-20]. ISSN 1809-9246. Dostupné z: doi 10.1590/bjpt-rbf.2014.0062.

ROMANO, D. 2005. Virtual reality therapy. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. 47(9), 580, [cit. 2017-01-24]. ISSN 1469-8749. Dostupné z: doi 10.1017/S0012162205001143.

ROSSANO, C., TERRIER, P. 2016. Visually-guided gait training in paretic patients during the first rehabilitation phase: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials Journal* [online]. 17(1), 1–9, [cit. 2017-02-01]. ISSN 1745-6215. Dostupné z: doi 10.1186/s13063-016-1630-8.

SACCO, R., KASNER, S., BRODERICK, J., CAPLAN, L., CONNORS, J. et al. 2013. An update definition of stroke for the 21st Century. *Stroke an AHA/ASA Journal* [online]. 44(7), 2064–2089, [cit. 2017-02-01]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: doi 10.1161/STR.0b013e318296aeca.

SANTOS, L., CHRIST, O., MATE, K., SCHMIDT, H., KRÜGER, J., DOHLE, CH. 2016. Movement visualisation in virtual reality rehabilitation of the lower limb: a systematic review. *BioMedical Engineering OnLine* [online]. 15(3), 75–88, [cit. 2017-11-10]. ISSN 1475-925X. Dostupné z: doi 10.1161/STROKEaha.110.605451.

SAPOSNIK, G., LEVIN, M. 2011. Virtual reality in stroke rehabilitation. *Stroke* [online]. 42(5), 1380-1386, [cit. 2018-01-25]. ISSN 1524–4628. Dostupné z: doi 10.1161/STROKEAHA.110.605454.

SAPOSNIK, G., COHEN, L. G., MAMDANI, M., POOYANIA, S. et al. 2016. Efficacy and safety of non-immersive virtual reality exercising in stroke rehabilitation (EVREST): a randomised, multicentre, single-blind, controlled trial. *The lancet neurology* [online]. 15(10), 1019–1027, cit. [2018-03-28]. ISSN 1474-4422. Dostupné z: doi 10.1016/S1474-4422(16)30121-1.

SELEH, S., BAGCE, H., QIU, Q., FLUET, G., MERIANS, A., ADAMOVICH, S., TUNIK, E. 2011. Mechanism of neural reorganization in chronic stroke subjects after virtual reality training. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 8118–8121, [cit. 2018-02-07]. ISSN 1557-170X. Dostupné z: doi 10.1109/IEMBS.2011.6092002.

SMITH, P. S., THOMPSON, M. 2008. Treadmill training post stroke: are there any secondary benefits? A pilot study. *Clinical rehabilitation* [online]. 22(10-11), 997–1002, [cit. 2018-04-10]. ISSN 1477-0873. Dostupné z: doi 10.1177/0269215508088988.

ŠVEHLÍK, M., ZWICK, E., STEINWENDER, G., KRAUS, T., LINHART, W. 2011. Přístrojová analýza chůze u pacientů s dětskou mozkovou obrnou. *Neurologie pro praxi*. [online]. 12(4), 230–233, [cit. 2017-09-19]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2011/04/04.pdf>.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F., NADEAU, S., MCBRIDE, I., OLNEY, S. J. 2001. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *Journal of rehabilitation medicine* [online]. 33 (2), 53–60, [cit. 2018-04-12]. ISSN 1651-2081. Dostupné z: doi 10.1080/165019701750098867.

TORRES-OVIEDO, G., BASTIAN, A. J. 2010. Seeing is believing: effects of visual contextual cues on learning and transfer of locomotor adaptation. *The Journal of neuroscience* [online]. 30(50), 17015–17022, [cit. 2018-04-11]. ISSN 1529-2401. Dostupné z: doi 10.1523/JNEUROSCI.4205-10.2010.

TYRELL, CH. M., ROOS, M. A., RUDOLPH, K. S., REISMAN, D. S. 2011. Influence of Systematic Increases in Treadmill Walking Speed on Gait Kinematics After Stroke. *Physical Therapy* [online]. 91(3), 392–403, [cit. 2018-04-07]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi 10.2522/ptj.20090425.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy* (1. vyd.). Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R., BEDNÁŘ, M. 2016. Robotická rehabilitace chůze. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 79/112(2), 168–172, [cit. 2017-01-31]. ISSN 1802-4041. Dostupné z: <http://www.csn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/roboticka-rehabilitace-chuze-57772>.

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

VISINTIN, M., BARBEAU, H. 1989. The effects of body weight support on the locomotor pattern of spastic paretic patients. *The Canadian journal of neurological sciences* [online]. 16(3), 315–325, [cit. 2018-04-11]. ISSN 0317-1671. Dostupné z: <https://www.cambridge.org/core/services/aop-cambridge-core/content/view/S0317167100029152>.

VISINTIN, M., BARBEAU, H., KORNER-BITENSKY, N., MAYO, N. E. 1998. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke* [online]. 29(6), 1122–1128, [cit. 2017-11-26]. ISSN 1524-4628. Dostupné z: doi 10.1161/01.STR.29.6.1122.

WHITTLE, M. 2007. *Gait analysis* (4. vyd.). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann. ISBN 978-0-7506-8883-3.

WOOLLEY, S. M. 2001. Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics In Stroke Rehabilitation* [online]. 7(4), 1–18, [cit. 2017-10-24]. ISSN 1074-9357. Dostupné z: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=b91da1cf-06bf-46d0-9f71-086a7444183c%40sessionmgr102&vid=3&hid=103>.

Zebris Medical GmbH. 2011. *The zebris FDM-T System for stance and gait analysis* [online]. [cit. 2017-01-29]. Dostupné z: http://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF/zebris-Prospekte-EN/27_9_FDMT_EN_150.pdf.

Zebris Medical GmbH. 2016. *The zebris FDM-T System – gait and roll-off analysis in practice* [online]. [cit. 2017-01-28]. Dostupné z: http://www.zebris.de/fileadmin/Editoren/zebris-PDF/zebris-Prospekte-EN/27_9_FDM_EN_150.pdf.

Zebris Medical GmbH. 2015. *FDM-T Technical Specifications and User Manual* [online]. [cit. 2017-01-29]. Dostupné z: https://www.h-p-cosmos.com/sites/default/files/uploads/documents/20150625_cos102247man-en_fdm-t_instructions_for_use_hardware_150612_en.pdf.

SEZNAM ZKRATEK

CMP	cévní mozková příhoda
CPG	centrální generátor pohybu
COP	center of pressure
VR	virtuální realita
ACM	arteria cerebri media
PDK	paretická dolní končetina
NDK	neparetická dolní končetina
a.	arteria
n.	nervus
m.	musculus
dx.	pravá
sin.	levá
sk.	skupina
exp.	experimentální
kon.	kontrolní

SEZNAM OBRÁZKŮ A GAFŮ

Obrázek 1 Základní prostorové parametry chůze	31
Obrázek 2 Butterfly diagram.....	33
Obrázek 3 Terapie chůze na treadmillu s využitím prvků virtuální reality.....	34
Obrázek 4 Terapie chůze na treadmillu bez využití prvků virtuální reality.....	34
Obrázek 5 Graf distribuce hodnot délky kroku PDK před a po terapii na treadmillu.....	40
Obrázek 6 Graf distribuce hodnot délky kroku NDK před a po terapii na treadmillu.....	41
Obrázek 7 Graf distribuce hodnot délky dvojkroku před a po terapii na treadmillu	42
Obrázek 8 Graf distribuce hodnot rychlosti chůze před a po terapii na treadmillu	43

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Přehled probandů experimentální skupiny.....	28
Tabulka 2 Přehled probandů kontrolní skupiny	28
Tabulka 3 Hodnocené parametry chůze	36
Tabulka 4 Hodnoty parametrů měřených před a po terapii chůze na treadmillu s VR.....	37
Tabulka 5 Hodnoty parametrů měřených před a po terapii chůze na treadmillu	39
Tabulka 6 Hodnoty rozdílů měřených parametrů po-před terapií mezi skupinami	44

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Report Zebris Medical GmbH	82
Příloha 2 Popisné charakteristiky parametrů chůze – experimentální skupina	84
Příloha 3 Popisné charakteristiky parametrů chůze – kontrolní skupina	85
Příloha 4 Popisné charakteristiky parametrů chůze – rozdíly mezi skupinami.....	86
Příloha 5 Informovaný souhlas.....	87

Příloha 1 Report Zebris Medical GmbH

zebris Gait Report

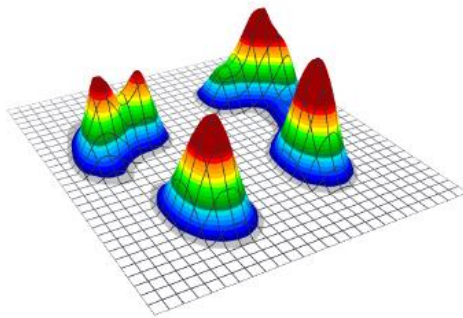
Person: [REDACTED]

Record: 17.10.2017 11:15, Gait Analysis FDM-T, Chůze 2,5 km/h, držení 2 HKK

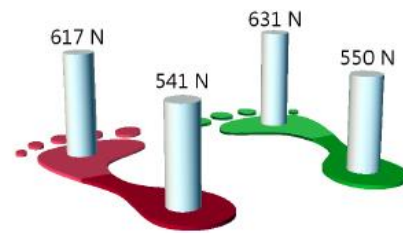


Pressure plot 3d

Stance, average

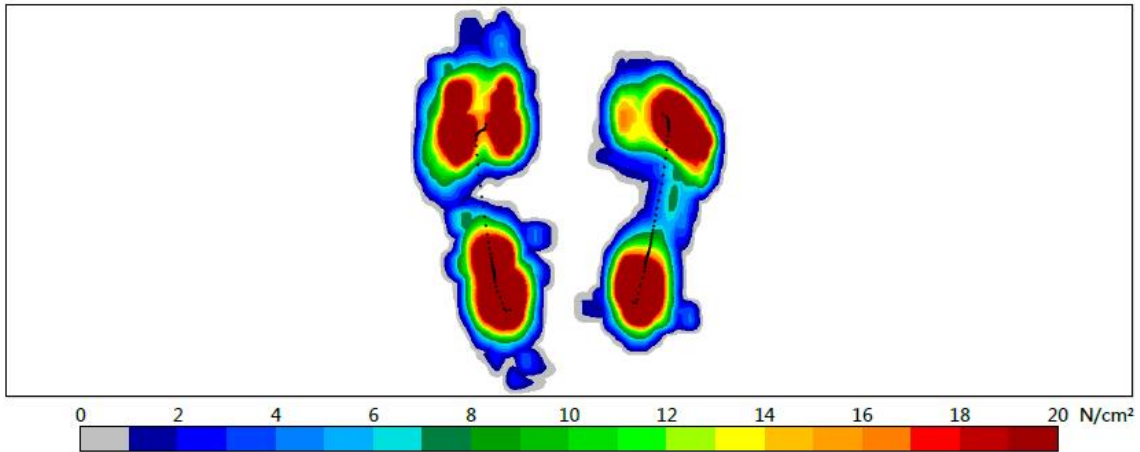


Force forefoot/backfoot



Pressure plots

Stance, maximum



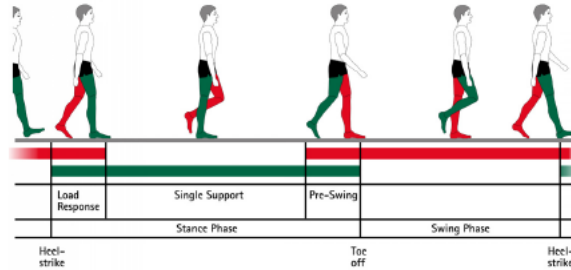
zebris Gait Report

Person: [REDACTED]

Record: 17.10.2017 11:15, Gait Analysis FDM-T, Chůze 2,5 km/h, držení 2 HKK



Gait parameters



Geometry

Foot rotation, degree	L	7,7±1,4	-12°	12°
	R	7,9±1,5		
Step length, cm	L	48±2		120 cm
	R	45±2		
Stride length, cm		93±2		120 cm
Step width, cm		7±1		

Phases

Stance phase, %	L	62,3±0,9		100 %
	R	63,9±0,7		
Load response, %	L	13,3±0,8		
	R	12,9±0,8		
Mid stance, %	L	36,1±0,8		
	R	37,7±0,7		
Pre-Swing, %	L	13,0±0,8		
	R	13,3±0,7		
Swing phase, %	L	37,7±0,9		
	R	36,1±0,7		
Double stance phase, %		26,2±0,9		

Timing

Step time, sec	L	0,68±0,02		1,7 sec
	R	0,66±0,02		
Stride time, sec		1,34±0,03		1,7 sec
Cadence, steps/min		89±2		120 steps/min
Velocity, km/h		2,5±0,1		4 km/h

Příloha 2 Popisné charakteristiky parametrů chůze – experimentální skupina

Experimentální skupina (n = 6)				
Parametr (jednotka)	Medián	Minimum	Maximum	Hodnota <i>p</i>
Délka kroku PDK (cm) – před	29,50	13,00	48,00	0,144
Délka kroku PDK (cm) – po	33,00	13,00	60,00	
Délka kroku NDK (cm) – před	29,50	12,00	45,00	0,106
Délka kroku NDK (cm) – po	34,00	11,00	51,00	
Asymetrie délky kroku (cm) – před	1,50	1,00	7,00	0,675
Asymetrie délky kroku (cm) – po	2,50	0,00	9,00	
Délka dvojkroku (cm) – před	58,50	25,00	93,00	0,225
Délka dvojkroku (cm) – po	67,00	24,00	111,00	
Stojná fáze PDK (%) – před	67,65	62,30	70,50	0,600
Stojná fáze PDK (%) – po	68,15	61,90	70,50	
Stojná fáze NDK (%) – před	70,55	63,90	82,60	0,144
Stojná fáze NDK (%) – po	70,10	63,50	76,30	
Postupné zatěžování PDK (%) – před	19,05	13,30	27,00	0,249
Postupné zatěžování PDK (%) – po	18,65	12,30	23,60	
Postupné zatěžování NDK (%) – před	21,15	12,90	22,30	0,600
Postupné zatěžování NDK (%) – po	19,75	13,20	21,50	
Střední stoj PDK (%) – před	29,40	17,10	36,10	0,225
Střední stoj PDK (%) – po	29,90	23,80	36,50	
Střední stoj NDK (%) – před	31,90	29,50	37,70	0,600
Střední stoj NDK (%) – po	32,90	29,50	38,10	
Předšvihová fáze PDK (%) – před	21,20	13,00	22,30	0,600
Předšvihová fáze PDK (%) – po	19,75	13,20	21,60	
Předšvihová fáze NDK (%) – před	19,10	13,30	27,50	0,249
Předšvihová fáze NDK (%) – po	18,65	12,30	23,80	
Švihová fáze PDK (%) – před	32,35	29,50	37,70	0,600
Švihová fáze PDK (%) – po	31,85	29,50	38,10	
Švihová fáze NDK (%) – před	29,45	17,40	36,10	0,144
Švihová fáze NDK (%) – po	29,90	23,70	36,50	
Fáze dvojí opory (%) – před	39,60	26,20	48,30	0,075
Fáze dvojí opory (%) – po	37,65	25,40	45,30	
Kadence (kroky/minutu) – před	73,50	62,00	89,00	0,686
Kadence (kroky/minutu) – po	78,00	62,00	89,00	
Rychlost (km/h) – před	1,35	0,50	2,50	0,109
Rychlost (km/h) – po	1,65	0,50	2,50	

Legenda: PDK = paretická dolní končetina; NDK = neparetická dolní končetina

Příloha 3 Popisné charakteristiky parametrů chůze – kontrolní skupina

Kontrolní skupina (n = 6)				
Parametr (jednotka)	Medián	Minimum	Maximum	Hodnota <i>p</i>
Délka kroku PDK (cm) – před	38,50	15,00	40,00	0,046
Délka kroku PDK (cm) – po	44,00	31,00	50,00	
Délka kroku NDK (cm) – před	36,50	15,00	40,00	0,046
Délka kroku NDK (cm) – po	43,00	27,00	52,00	
Asymetrie délky kroku (cm) – před	2,00	0,00	6,00	0,893
Asymetrie délky kroku (cm) – po	2,50	1,00	4,00	
Délka dvojkroku (cm) – před	74,50	30,00	79,00	0,046
Délka dvojkroku (cm) – po	88,00	58,00	102,00	
Stojná fáze PDK (%) – před	67,80	65,90	71,60	0,075
Stojná fáze PDK (%) – po	65,50	63,50	72,00	
Stojná fáze NDK (%) – před	67,85	63,10	70,80	0,463
Stojná fáze NDK (%) – po	65,30	62,70	69,60	
Postupné zatěžování PDK (%) – před	19,00	14,00	20,70	0,116
Postupné zatěžování PDK (%) – po	15,15	13,20	20,80	
Postupné zatěžování NDK (%) – před	16,40	14,80	20,70	0,529
Postupné zatěžování NDK (%) – po	15,00	13,70	20,70	
Střední stoj PDK (%) – před	32,45	29,30	36,90	0,600
Střední stoj PDK (%) – po	34,65	30,30	37,30	
Střední stoj NDK (%) – před	32,35	28,50	34,10	0,116
Střední stoj NDK (%) – po	34,40	28,00	36,50	
Předšvihová fáze PDK (%) – před	16,45	14,80	20,70	0,529
Předšvihová fáze PDK (%) – po	15,00	13,80	20,80	
Předšvihová fáze NDK (%) – před	19,15	14,00	30,60	0,075
Předšvihová fáze NDK (%) – po	15,15	13,20	30,40	
Švihová fáze PDK (%) – před	32,20	28,40	34,10	0,075
Švihová fáze PDK (%) – po	34,45	28,00	36,50	
Švihová fáze NDK (%) – před	32,15	29,20	36,90	0,463
Švihová fáze NDK (%) – po	34,70	30,40	37,30	
Fáze dvojí opory (%) – před	35,40	29,10	41,50	0,249
Fáze dvojí opory (%) – po	29,95	27,30	41,60	
Kadence (kroky/minutu) – před	68,00	54,00	112,00	0,686
Kadence (kroky/minutu) – po	78,00	53,00	91,00	
Rychlost (km/h) – před	1,50	1,00	2,00	0,028
Rychlost (km/h) – po	1,90	1,40	2,30	

Legenda: PDK = paretická dolní končetina; NDK = neparetická dolní končetina

Příloha 4 Popisné charakteristiky parametrů chůze – rozdíly mezi skupinami

Parametr (jednotka)	Skupina	Medián	Minimum	Maximum	Hodnota <i>p</i>
Rozdíl délky kroku PDK (cm)	Exp.	2,50	-1,00	13,00	0,337
	Kon.	6,00	-2,00	16,00	
Rozdíl délky kroku NDK (cm)	Exp.	3,50	-1,00	10,00	0,423
	Kon.	8,50	-3,00	14,00	
Rozdíl asymetrie délky kroku (cm)	Exp.	0,00	-4,00	7,00	0,873
	Kon.	0,50	-3,00	4,00	
Rozdíl délky dvojkroku (cm)	Exp.	7,00	-1,00	19,00	0,522
	Kon.	13,50	-5,00	28,00	
Rozdíl stejné fáze PDK (%)	Exp.	-0,30	-2,80	4,00	0,230
	Kon.	-1,65	-5,90	1,00	
Rozdíl stejné fáze NDK (%)	Exp.	-0,20	-6,30	0,30	0,936
	Kon.	-0,15	-7,30	2,00	
Rozdíl postupného zatěžování PDK (%)	Exp.	-1,10	-3,40	2,00	0,423
	Kon.	-2,85	-6,30	0,70	
Rozdíl postupného zatěžování NDK (%)	Exp.	-0,50	-4,80	2,70	0,936
	Kon.	-0,05	-6,70	1,90	
Rozdíl středního stoje PDK (%)	Exp.	0,25	-0,40	6,70	0,810
	Kon.	0,10	-2,00	7,20	
Rozdíl středního stoje NDK (%)	Exp.	0,30	-3,00	2,80	0,230
	Kon.	1,50	-1,10	5,80	
Rozdíl předšvihové fáze PDK (%)	Exp.	-0,55	-4,80	2,70	1,000
	Kon.	-0,15	-6,70	2,00	
Rozdíl předšvihové fáze NDK (%)	Exp.	-1,10	-3,70	1,90	0,471
	Kon.	-3,00	-6,30	0,70	
Rozdíl švihové fáze PDK (%)	Exp.	0,30	-4,00	2,80	0,230
	Kon.	1,65	-1,00	5,90	
Rozdíl švihové fáze NDK (%) – před	Exp.	0,20	-0,30	6,30	0,936
	Kon.	0,15	-2,00	7,30	
Rozdíl fáze dvojí opory (%)	Exp.	-1,20	-5,90	0,40	0,936
	Kon.	-2,40	-13,10	1,50	
Rozdíl kadence (kroky/minutu)	Exp.	0,50	-8,00	13,00	0,810
	Kon.	2,00	-21,00	13,00	
Rozdíl rychlosti (km/h)	Exp.	0,10	0,00	0,60	0,173
	Kon.	0,40	0,10	0,70	

Legenda: PDK = paretická; NDK = neparetická; exp. = experimentální skupina; kon. = kontrolní skupina

Příloha 5 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Výzkumný projekt: Virtuální realita v terapii chůze pacientů po CMP

Období realizace: leden 2017 – únor 2018

Řešitelé projektu: Bc. Renata Bukáčková – pod odborným dohledem Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilové

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás s žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zhodnocení efektu virtuální reality v terapii chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě s využitím přístroje Zebris FDM-T. Během měření na přístroji budete pod neustálým dohledem a v případě jakéhokoliv problému bude experiment okamžitě zastaven. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelka projektu mne informovala o podstatě výzkumu a seznámila mě s cíli, 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 si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu 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.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu, který podal informaci účastníkovi v projektu:

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka projektu (zákonného zástupce):

V _____ dne: _____