

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Marek Matura

**Virtuální realita v terapii chůze u pacientů po
cévní mozkové příhodě**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilová

Olomouc 2019

ANOTACE

Diplomová práce

Název práce: Virtuální realita v terapii chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě

Název práce v anglickém jazyce: Using of virtual reality for gait therapy in patients after stroke

Datum zadání: 31.01.2016

Datum odevzdání: 13.05.2019

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

Autor práce: Bc. Marek Matura

Vedoucí práce: Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilová

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

Abstrakt v českém jazyce:

Cíle: Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda má terapie s využitím virtuální nebo rozšířené reality významný pozitivní vliv na chůzi.

Metodika: Soubor testovaných probandů činil 15 lidí ve skupině, kde byl zkoumán efekt virtuální reality v terapii chůze a 15 lidí ve skupině, kde byl zkoumán v terapii chůze efekt rozšířené reality. Dále bylo otestováno 13 lidí v kontrolní skupině. Bylo nutné, aby doba od ataky iktu probandů nebyla při měření vyšší než 40 dní. U všech tří souborů byla prováděna terapie na přístroji Zebris FDM-T Treadmill, který následně poskytl chůzové data. K hodnocení chůze kromě přístroje Zebris byly také využity dva klinické testy: Timed Up and Go (TUG), 10 Meter Walk test (10M-walk). Měření probíhalo vždy před každou terapií a ihned po terapii.

Výsledky: Na hladině významnosti 0,05 bylo u terapie virtuální reality prokázáno snížení hodnot TUG ($p=0,001$), zvýšení hodnot rychlosti ($p=0,006$) a zvýšení délky kroku neparetické dolní končetiny ($p=0,010$). Dále bylo u terapie rozšířené reality prokázáno snížení hodnot TUG ($p=0,017$), snížení hodnot 10M-walk ($p=0,008$), zvýšení hodnot rychlosti ($p=0,027$) a snížení hodnot asymetrie ($p=0,006$). Obě tyto terapie měly značně vyšší efekt na TUG než pouhá terapie na chodícím páse, ale ani u jedné se nepodařilo prokázat statistickou významnost oproti kontrolní skupině. Oproti kontrolní skupině měla terapie s rozšířenou realitou signifikantně lepší výsledek na asymetrii chůze ($p=0,042$).

Závěr: Rozšířená a virtuální realita měla prokazatelně významný výsledek na některé parametry chůze (společné TUG a rychlost chůze), ale nepodařilo se prokázat efekt ve všech parametrech, které jsme si stanovili za cíl ovlivnit. Při porovnání výsledků s kontrolní skupinou byl zaznamenán signifikantní rozdíl pouze u asymetrie v terapii chůze s rozšířenou realitou. Asymetrii tak pozitivně ovlivnila přidaná nadstavba rozšířené reality k terapii na chodícím páse.

Klíčová slova v ČJ: rehabilitace po iktu, rehabilitace po cévní mozkové příhodě, terapie virtuální reality, terapie rozšířené reality, chůzový trénink, rehabilitace na chodícím páse, lokomoční rehabilitace

Rozsah: 85 stran z toho 12 stran příloh

Abstrakt v angličtině:

Aims: The aim of the thesis was to assess the influence of virtual or augmented reality on gait.

Methods: 15 evaluated subjects were in the group, where the effect of the virtual reality therapy was tested and 15 evaluated subjects in the group, where the augmented reality therapy were used. The control group consisted of 13 subjects. The time from onset of the stroke wasn't longer than 40 days in all evaluated probands. The therapy was performed using the Zebris FDM-T Treadmill, which provided gait analysis data in all the three groups. Besides, two clinical tests were used – Timed Up and Go (TUG) and 10 Meter Walk Test (10 MW). The measurement was set up immediately before and after each session.

Results: The virtual reality decreased the TUG values ($p=0,001$), increased the speed values ($p=0,006$) and increased the step length of the non-affected lower limb ($p=0,010$). The augmented reality decreased the TUG values ($p=0,017$), decreased the 10 MW values ($p=0,008$), increased the speed values ($p=0,027$) and decreased the asymmetry values ($p=0,006$). Both types of therapies had higher effect on TUG than simple treadmill training, but not even one of them significantly influenced it in comparison with the control group. The augmented reality significantly improved the gait symmetry ($p=0,042$).

Conclusion: The augmented and virtual reality significantly influenced some gait parameters (the TUG and the speed), but we didn't succeed in proving of the effect on all the parameters that we set our purpose. Only gait symmetry was significantly improved in the augmented reality therapy in comparison with the control group. Gait symmetry was positively influenced by added the augmented reality into common treadmill training.

Klíčová slova v AJ: after stroke rehabilitation, post stroke rehabilitation, virtual reality therapy, augmented reality therapy, gait training, treadmill training, locomotor training

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval samostatně pod odborným vedením Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilové a uvedl jsem všechny bibliografické a elektronické zdroje použité v této práci.

V Olomouci 13.5.2019

.....

Podpis

Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval Mgr. et Mgr. Lucie Navrátilové za odborné vedení této diplomové práce, její cenné rady a připomínky. Dále bych rád poděkoval Mgr. Tomáši Zdražilovi za jeho pomoc při statistickém zpracování dat.

Obsah

Úvod.....	9
1 Přehled teoretických poznatků	11
1.1 Cévní mozková příhoda (CMP).....	11
1.1.1 Obecná charakteristika	11
1.1.2 Ischemická cévní mozková příhoda	11
1.1.3 Stádia cévní mozkové příhody	12
1.1.4 Následky cévní mozkové příhody	12
1.2 Rehabilitace u pacientů s CMP podle stadií vývoje.....	13
1.2.1 Rehabilitace v akutním stádiu	13
1.2.2 Rehabilitace v subakutním stádiu.....	14
1.2.3 Rehabilitace v chronickém stádiu	15
1.3 Neuroplasticita	15
1.3.1 Klasifikace.....	16
1.3.2 Strukturální neuroplasticita	19
1.3.3 Funkční plasticita	20
1.3.4 Využití neuroplasticity v terapii pohybových poruch	21
1.4 Lidská chůze	22
1.4.1 Poruchy chůze u CMP a její rehabilitace	23
1.4.2 Specifika chůze u CMP	23
1.5 Virtuální realita	25
1.5.1 Virtuální programy pro pohybovou rehabilitaci	25
1.5.2 Druhy virtuální reality	28
1.5.3 Nástroje pro interakci s virtuální realitou.....	29
2 Cíle a hypotézy.....	31
2.1 Cíl diplomové práce.....	31
2.2 Hypotézy	31

3	Metodika	32
3.1	Charakteristika testovaného souboru	32
3.2	Postup měření a terapie	32
3.3	Vyšetření a terapie na Zebrise FDM-T Treadmill	33
3.4	Statistické zpracování dat	34
4	Výsledky	35
4.1	Výsledky hypotézy H_01	35
4.2	Výsledky hypotézy H_02	38
4.3	Výsledky hypotézy H_03	41
4.4	Výsledky hypotézy H_04	43
5	Diskuze	46
5.1	Diskuze k hypotéze H_01	46
5.2	Diskuze k hypotéze H_02	49
5.3	Diskuze k hypotéze H_03	51
5.4	Diskuze k hypotéze H_04	52
5.5	Přínos pro klinickou praxi	54
5.6	Limity práce	55
	Závěr	58
	Referenční seznam	59
	Seznam zkratk	72
	Seznam tabulek	73
	Seznam obrázků	74
	Seznam příloh	75
	Přílohy	76

Úvod

Mnoho pacientů s cévní mozkovou příhodou pociťuje smyslové, motorické, kognitivní a zrakové postižení, které mají vliv na jejich schopnost provádět každodenní činnosti. Většina pacientů má při propouštění z nemocnice určitý deficit chůze, ale i tak jsou z velké části schopni chodit bez asistence s možnou kompenzační pomůckou. Avšak v reálném prostředí každodenního života se ukazuje, že nejsou schopni sami čelit pro zdravého člověka snadným překážkám. Pravděpodobně je to hlavně kvůli obtížím při chůzi po schodech, stoupání nebo nerovných površích, vnějších ruchů a obtížnosti soustředit se zároveň na chůzi a další činnosti. Proto je znovuoobnovení stabilní chůze považováno za důležitý cíl při rehabilitaci lidí po cévní mozkové příhodě. Porucha chůze je silně spojena s dysfunkcí rovnováhy. Kromě toho bylo prokázáno, že zlepšení rovnováhy je nejdůležitějším určujícím faktorem pro znovuoobnovení chůze.

V posledních letech bylo v oblasti rehabilitace u pacientů po cévní mozkové příhodě zavedeno využití virtuální reality. Virtuální realita je pokročilé počítačové rozhraní s řadou bezpečných 3-dimenzionálních prostředí, ve kterých mohou pacienti s mozkovou mrtvicí provádět úkoly v reálném čase a následně se mohou učit předvídat a reagovat na objekty či události. Bylo prokázáno, že virtuální realita může zlepšit pohybovou funkci horních i dolních končetin u lidí s hemiparézou. Trénink ve virtuální realitě zlepšuje schopnost chůze a přispívá k pozitivním změnám v nervové organizaci. Zároveň se využívá za účelem zlepšení rovnováhy a stability chůze se současným kognitivním úkolem.

Teoretická část této diplomové práce přibližuje celkovou problematiku deficitů spojených s cévní mozkovou příhodou. V první řadě jsou zde teoretické poznatky o její charakteristice, vzniku a jejích stádiích. Poté je zde nastíněna běžná rehabilitace spojená s mozkovou mrtvicí spolu s neuroplasticitou mozku, lidskou chůzí a terapií v podobě virtuální reality.

Praktická část se zabývá výzkumem, který vychází s dostupných vědeckých zdrojů. Cílem bylo zjistit, zda má virtuální realita a rozšířená realita při terapii chůze dostatečně významně pozitivní vliv. Výzkum byl prováděn na přístroji Zebris FDM-T Treadmill, který obsahuje možnost těchto dvou realit. Výzkum se prováděl ve střech skupinách z čehož dvě obsahovaly výše zmíněné modalit a třetí obsahovala terapii na chodícím páse bez těchto modalit. Následně byly vyhodnoceny výsledky a porovnány mezi skupinami.

Pro vyhledávání podkladů v této diplomové práci byly použity tyto internetové databáze: PubMed, Google Scholar, EBSCO, ScienceDirect, vyhledávací server Knihovny akademie věd.

Celkem v této práci bylo použito 90 bibliografických a elektronických zdrojů.

1 Přehled teoretických poznatků

1.1 Cévní mozková příhoda (CMP)

1.1.1 Obecná charakteristika

Veškeré mozkové poruchy, které jsou způsobeny poruchou cerebrální cirkulace, řadíme mezi cévní onemocnění mozku nebo také cerebrovaskulární poruchy. Cévní mozková příhoda (CMP) je jednou z nejzávažnějších onemocnění. V běžném životě existuje mnoho synonym pro toto onemocnění. Nejčastějším termínem je „mozkový infarkt, krvácení či mozková hemoragie“. Také je velmi dobře znám pojem „mozková mrtvice“, které je již zastaralý. Rovněž se někdy používá pojem „iktus“ z latinského názvu „ictus“, což je v překladu „rána“. Dalším synonymem, které se v této souvislosti používá, je apoplexie. Dle WHO jsou definovány jako rychle se rozvíjející ložiskové, případně i celkové poruchy mozkové funkce, které trvají déle než 24 hodin nebo končí smrtí nemocného, bez přítomnosti jiné zjevné příčiny než cévního původu (Nevšimalová, Růžička, Tichý, 2002, s. 171; Orságh, Káš, 1995, ss. 34-67).

CMP můžeme rozdělit do několika následujících skupin. Ischemická, která se vyskytuje nejčastěji a objevuje se v 80 % případů. Hemoragická v 17-20 % případů. To se dále dělí na parenchymovou hemoragii, subarachnoideální krvácení a arteriovenózní malformace. Z 2-3 % jsou to jiné nespecifické (Seidl, 2015, ss. 98-140; Šaňák et al., 2011, ss. 56-113). Vzhledem k souboru pacientů zkoumaných v této diplomové práci je v textu dále rozebrána pouze ischemická CMP.

1.1.2 Ischemická cévní mozková příhoda

Nejčastěji se u pacientů vyskytuje ischemická CMP. Tichý (1998, s. 263) ji popisuje tak, že vzniká prokrvením určité oblasti mozku, případně celého mozku, s následnou hypoxií mozkové tkáně. Hypoxie může také vzniknout při normální cévní cirkulaci mozku, při poklesu obsahu kyslíku v krvi (hypoxemii). Bauer (2010b, ss. 122-132) ještě dodává, že ischemické CMP vznikají jako následek kritického poklesu prokrvení celého mozku či jeho části, kdy dochází k poklesu mozkové perfuze pod hodnotu 20 ml/100 g mozkové tkáně za minutu. Ischemické CMP můžeme rozdělit dle mechanismu jejich vzniku. Obstrukční u níž dojde k uzavěru cévy embolem či trombem a následně dochází k hypoxii mozku a nekróze

mozkových buněk. Neobstrukční vzniká na základě hypoperfuze a její příčiny jsou regionální i systémové (Ambler, 2011, ss. 1-115).

V závislosti na klinickém obrazu je možné CMP rozdělit na čtyři vývojová stádia: akutní (pseudochabé), subakutní (stádium spasticity), stadium relativní úpravy a chronické. Jednotlivá stádia se navzájem překrývají a plynule na sebe navazují. Každé stádium je specifické svým rehabilitačním přístupem. Na akutní a subakutní stádia a rehabilitační přístup budou zaměřeny následující podkapitoly, vzhledem k testovaným souborům v této diplomové práci.

1.1.3 Stádia cévní mozkové příhody

Akutní stádium je provázeno silnou sensorickou ztrátou či poruchou. Dochází při něm k poklesu svalového napětí (hypotonii) ztrátě stability, což je také považováno za dominantní příznaky. O tomto stádiu hovoříme jako o pseudochabém. Délka trvání tohoto stádia je velmi individuální, může se jednat o dny až týdny. Zpravidla platí, že delší doba trvání bude predikovat těžší průběh (Linc, Doubková, 2001, ss. 59-87). Hlavním úkolem v tomto období je zabránit tomu, aby se rozvinuly sekundární změny v pohybovém, kardiovaskulárním a respiračním systému a minimalizovat rozvoj dekondice a pohybové deprivace. U pacienta odkázaného na pomoc okolí má velký význam rehabilitační ošetřovatelství. V případě, že je pacient v bezvědomí a není schopen spolupracovat, je nutný monitoring základních životních funkcí, také je potřeba pečovat o trofiku kůže, zabraňovat rozvoji dekubitů a rovněž je nutno řešit sfinkterové poruchy (Kalita, 2010, ss. 20-29; Horáček, 2006, s.12).

Subakutní stádium je charakteristické tím, že jeho nástup je zhruba po jednom týdnu a trvá přibližně až dva měsíce. V subakutním stádiu probíhá největší vývoj reparačních procesů a také dochází k rozvoji spasticity. V tomto období hraje rovněž velkou roli rehabilitační léčba, která má za úkol upravit tělesné schéma, obnovit proprioceptivní vnímání, nacvičit aktivní hybnost, podpořit pohybové návyky s praktickým využitím, minimalizovat vznik abnormálních pohybových vzorů a postupně zahájit vertikalizaci (Kalita et al, 2006, pp. 465-487; Horáček, 2006).

1.1.4 Následky cévní mozkové příhody

Při CMP ztráta funkcí u pacienta odpovídá tomu, jakou část mozku má poškozenou. Někdo trpí pouze lehkou slabostí horní končetiny, u někoho se může vyvinout jednostranná paralýza (Sestra a urgentní stavy, 2008, s. 99).

Mezi velmi důležité faktory pacientovy prognózy můžeme zařadit například věk, závažnost CMP a funkční stav pacienta před CMP (Chroinin et al, 2011, pp. 1021-1029). Hypoxie a ischemie mohou způsobit otok, který následně ovlivňuje vzdálené části mozku a způsobí tak další neurologické deficity. Dle toho, jaká je poškozena arterie se projeví příznaky jako deviace očí, hemianopsie, motorické a senzorické poruchy řeči, poruchy prostorového vnímání, smyslové změny, senzitivní deficit, porucha vědomí různého stupně a délky, afázie, dysfagie, ptóza, poruchy řeči, výpadky paměti a mnoho dalších (Kauhanen, 1999, p. 6).

Mezi další následky a případné komplikace spojené s CMP se řadí: hemiplegie, hemiparéza, ztráta normálního svalového tonu (jedná se o hypertonus, spasticitu nebo hypotonus), poruchy řeči, tzv. afázie, obtíže při polykání, tzv. dysfagie, močová inkontinence a inkontinence střeva, psychologické a emocionální problémy (úzkosti, změny nálad a deprese) , poruchy kognitivních funkcí, neglect syndrom, apatie a anxieta. Můžeme zde ještě zařadit afázii a další korové syndromy, jako agnózii či apraxii (Votava, 2001, s. 188).

1.2 Rehabilitace u pacientů s CMP podle stadií vývoje

1.2.1 Rehabilitace v akutním stádiu

Jak již bylo zmíněno výše, tak akutní nebo také pseudochabé stádium trvá několik dnů až týdnů a hlavními projevy jsou svalová slabost, snížení svalového tonu a ztráta stability. Terapie se zpočátku zaměřuje na rehabilitační ošetřovatelství, jehož součástí je péče o kožní trofiku, zabránit rozvoji dekubitů a řešit poruchy sfinkterů. Velmi důležité je rovněž dynamické polohování, jehož cílem je zabránit rozvoji proleženin, muskuloskeletálních deformit a také oběhových komplikací, jak lymfatických, tak krevních. Polohování v této fázi je důležité také proto, že se jedná o zdroj aferentních signálů do CNS, tvoří základ prevence senzorické deprivace a podporuje uvědomování si a poznávání pacientovy postižené strany. Optimální senzorický input vychází z centrovaného postavení kloubů, díky kterému se zajistí maximálního kontaktu kloubních ploch a dochází tak k vyvážení napětí antagonistických svalových skupin. Je nutné, aby poloha končetin vycházela z antispastických vzorců a pozice akrálních činností musí splňovat funkčních nastavení. Nadále je nutné od začátku zabránit tomu, aby docházelo k poškození ramenního kloubu plegické strany. Tímto je možné předejít syndromu bolestivého ramene, o kterém byla zmínka v dřívější podkapitole (Horáček, Kolář, 2009, ss. 386–393).

Mezi další prvky rehabilitace můžeme zařadit výcvik posturálních reflexních mechanismů, při nichž jsou v oblibě využívány fyzioterapeutické koncepty jako např. propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF), také Vojtův princip, koncept manželů Bobathových či terapie dle Brunnstromové. Je tedy možné konstatovat, že aby byly podporovány posturální reflexní mechanismy, je nutné využít kloubní aproximaci nebo trakci, facilitaci svalů protažením, odporem, poškrábáním či poklepáním. Zároveň se vynakládá snaha, aby byl pacient aktivní v rámci zrakového i sluchového vstupu. U těch pacientů, kteří trpí plegií či velmi těžkou parézou je možné využít tréninku v představě a zrcadlové terapie. Pokud to zdravotní stav pacienta umožňuje, nacvičuje se s pacientem aktivní asistovaný pohyb nebo aktivní pohyb pánve a končetin. Čím dříve se začne s aktivizací pacienta, tím více se zpomaluje a rozvíjí spasticita. Vzhledem k tomu, že mají hemiparetičtí pacienti narušeny dýchací stereotypy, je důležité věnovat pozornost dechové terapii (Horáček, Kolář, Horáček, Kolář, 2009, ss. 386–393; Albert a Kesselring, 2012, pp. 817-832).

1.2.2 Rehabilitace v subakutním stádiu

Subakutní stadium je charakteristické tím, že jeho nástup je přibližně po jednom týdnu a jeho délka je až dva měsíce. Je rovněž označováno za spastické stadium, vzhledem k tomu, že dochází k rozvoji svalové hyperaktivity. Samotná terapie by měla proto začínat tím, že dojde k ošetření a protažení hyperaktivních svalů a až poté dojde k tonizaci a aktivizaci paretických antagonistů. Důraz je pak kladen především na trénink aktivní hybnosti a postupné vertikalizace. Hlavním cílem je patologické pohybové vzory nahradit jemnějším izolovaným pohybem.

Vertikalizace je, jak již bylo zmíněno, postupná a zahrnuje několik kroků, které na sebe navazují. V první řadě se pacient učí posadit se na lůžku a je velmi důležité s pacientem nacvičit rovnováhu v sedě. Další krok, jako je přemístění se na židli či stoj u lůžka je možné provádět až v případě, že pacient zvládá sed a leh na boku a jeho v stabilita v sedě je dobrá. (Kalita et al, 2006, pp. 465-487; Horáček, 2006, s. 12).

U velké většiny pacientů dochází ke spasticitě s predilekcí na flexorech horních končetin a extenzorech dolních končetin. V tomto případě je vhodné využít cviky, které na sebe navazují a při nichž se procvičují horní a dolní končetiny při lehu na zádech na zdravém boku a je využívána mobilizace ramenního pletence. Následuje poloha vleže na břicho, kdy se pacient opírá o předloktí, poté je vhodné pokračovat polohou vkleče s oporou o předloktí a následně podporem klečmo, kdy dochází k nacvičování stability. Z polohy podporu klečmo pacient přechází do vzpřímeného kleku a následuje chůze po kolenou, která je klíčová proto,

aby pacient používal dolní končetinu ve správném pohybovém vzoru normální chůze. Dále se pacient učí vstávat ze židle, dochází k nácviku stabilizace vsedě a cvičí se laterální stabilita. Následně se pacient učí vstávat ze sedu do stoje a sedání, přenášet váhu těla ze strany na stranu a také správně klást nohy (Horáček, 2006, s. 12).

1.2.3 Rehabilitace v chronickém stádiu

K nástupu chronického stádia dochází tehdy, jakmile již u pacienta nedochází ke zlepšení jeho zdravotního stavu a v různé míře přetrvávají zafixované pohybové stereotypy. Jak již bylo zmíněno výše, i přesto, že byla včasné zahájena, dostatečně dlouho a správně vedena terapie se u některých pacientů projevuje a přetrvává reziduální neurologický deficit. V případě, že již není možné zmírnit spastické projevy, dochází k upřednostnění ergoterapie, která i při trvalém postižení usiluje o to, aby došlo ke zlepšení pacientovy sebeobsluhy a dokázal si zabezpečit běžné denní činnosti. Hlavním cílem je zajištění co největší samostatnosti a nezávislosti na svém okolí, která pacientovi může znovu vrátit důvěru v sebe sama (Horáček, Kolář, 2009, ss. 386–393; Papoušek, 2010, ss. 145-149).

1.3 Neuroplasticita

Plasticitu mozku můžeme definovat jako schopnost kapacity mozku modifikovat svou strukturu či funkci jako formu odezvy na učení, osvojování si nových dovedností a rovněž na poškození mozku (Lebeer, 1998, pp 352-357).

Schopnost neuroplasticity můžeme považovat za jeden za stěžejních procesů, které umožňují obnovu a reparaci neuronální tkáně po CMP. Mozek dospělého člověka byl totiž ještě nedávno považován za orgán statický. Nejnovější studie však tento předpoklad vyvracejí a hovoří o tom, o čem již byla zmínka výše a to, že mozek dospělého člověka se stále mění a formuje. Lidský mozek je tak schopen adaptace vůči aktuálním změnám jak vnějšího, tak vnitřního prostředí, které nebylo možné předpokládat v rámci genetického programu, jež se stará o vznik a organizaci neuronálních struktur v průběhu vývoje (Rakús, 2009, ss. 83-85; Latash, 2002, p. 127).

Benešová et al. (2009, ss. 55-67) shrnuje, že neustále přibývají důkazy o tom, že mozek má celoživotní potenciál k tomu, aby se přizpůsobil novým podnětům, v rámci genetických predispozic, jak ze strukturálního, tak funkčního hlediska a reorganizoval tak neuronové cesty

ovlivněné novými či opakovanými zkušenostmi a měnil se v důsledku odezvy na jeho poškození.

Vzhledem k tomu, že neustále přibývají důkazy o tomto jevu, který můžeme považovat za fascinující, vnáší tento fakt naději do života lidem s úrazy či onemocněními, které postihují CNS, jako například CMP. Plasticitu mozku můžeme považovat za obecný princip nesoucí pozitivní důsledky. Její fungování však můžeme vnímat i v tom negativním smyslu slova, a to především u osob starších, které vykonávají převážně stereotypní činnosti a zjednodušující chování, které bylo dříve komplexní a propracované. Mozek pak na tyto stereotypní činnosti reaguje tak, že se přizpůsobí tomuto méně komplexnímu chování a dochází ke zjednodušení reprezentace, jež toto chování podporuje (Benešová et al., 2009, ss. 55-67).

1.3.1 Klasifikace

Neurovědec Ramachandran (2012, p. 95) rozlišuje čtyři základní typy neuroplasticit mezi které patří evoluční, reaktivní, adaptační a reparační. Těmto čtyřem typům se detailněji budou věnovat následující podkapitoly.

Evoluční neuroplasticita

Nezralá tkáň se vyznačuje vysoce plastickou schopností a dynamické změny se odehrávají v nervovém systému lidského jedince od prvních dnů vývoje po jeho početí. Geneticky programované a indukované změny jsou v první řadě strukturální a poté funkční, a to jak na úrovni jednotlivých buněk (neuronů a synapsí), tak také na vyšších úrovních, těch systémových. Jakmile se jedinec narodí, tak u evolučních a reparačních úrovní dochází k postupnému poklesu. O evoluční neuroplasticitě můžeme říci, že je největší především v prvních měsících života, tedy u kojenců a batolat a následně dochází k rapidnímu snížení po třetím a šestém roce života. Po dvanáctém roce věku jedince je tato plasticita na úrovni dospělého jedince. V seniu je již velmi malá a je to způsobeno především neuronovým nadbytkem a nadbytkem podpůrných buněk v průběhu prvních měsíců a let života. (Kolář et al., 2012, s. 305). Kolář rovněž hovoří o tom, že člověk „startuje“ s dvojnásobkem nervových buněk, než kterými následně disponuje v dospělém stádiu. Mozek má dle genetických programů a interakcí s prostředím takzvaně samoorganizační schopnost, která je podobná jako u umělých počítačových sítí.

Jakmile dojde k „vylazení“ určité oblasti vývoje mozku během jeho vývoje, dochází k tomu, že nadbytečné neurony zaniknou v rámci přirozeného procesu, tzv. programovanou

buněčnou smrtí (apoptózou). Předpokladem standardního vývoje CNS a tudíž i daného jedince je dobře fungující a včas ukončená apoptóza.

V souvislosti s evoluční plasticitou je nutné se zmínit o procesu, který je považován za protiklad apoptózy. Jde o tzv. sprouting nebo také pučení, kdy dochází k růstu dendritů a především dendritických trnů. Tento proces je nejen součástí evoluční plasticity, ale i procesů učení a reparační plasticity, kdy vytváření nových dendritů a synapsí přispívá k regeneračnímu procesu poškozených tkání. Oba tyto výše zmíněné procesy mají významný vliv na dynamické změny CNS, tudíž na jeho neuroplasticitu (Kolář et al., 2012, s. 305).

Reaktivní neuroplasticita

Trojan s Pokorným (1997, s. 667-673) hovoří o tom, že jedna z možností, jak mohou odpovědět nervové tkáně na změnu prostředí, je následná bezprostřední reakce, přičemž změny jsou omezeny pouze na období působení podnětu či na časově velmi blízké. Různé vlivy, mezi které můžeme zařadit například krátkodobé žíznění, hladovění, poškození některé z části CNS, nocicepční podněty či parenterální podání destilované vody potkanům, vede k tomu, že se jednorázově zvyšuje odolnost jejich mozku vůči nedostatku kyslíku především u jedinců, kteří jsou vývojově nezralí (Trojan, 1978, ss. 34-78). Tato vývojově nezralá nervová tkáň má schopnost reagovat na změny vnitřního prostředí tak, že přizpůsobí svůj metabolismus na buněčné úrovni (Drahota et al., 1965 ss. 667-673). Můžeme také říci, že má jistou schopnost a možnost tvarovat své energetické vstupy. Rovněž v případě, kdy jsou přítomny fyziologické stimuly, ať zrakové, sluchové, taktilní apod., umožní adekvátní a rychlou propojenost příslušných center. Přitom je v rámci možné plasticity v „rezervě“ náprava poškozených spojů vytvářením nových spojů. Poškození, které vznikne například ischemií při porodu, může být kompenzováno pomocí adekvátní terapie, která napomáhá k tomu, aby mohly proběhnout reparační (rekuperační) děje na základě plasticity (Ziemann et al., 2001, pp.1171–1181).

Adaptační neuroplasticita

Adaptační neuroplasticita je vyvolána dlouhotrvajícími či často se opakujícími vlivy. Tento dlouhotrvající podnět může mít za následek také strukturální projevy (Lisman, Harris, 1993, p. 143). Tyto dlouhodobé a komplexní podněty aktivují neuroplastické děje od úrovně synaptické, až po multimodulární úroveň. V průběhu adaptace dochází ke změnám v oblasti dendritů v závislosti na podnětech a mohou mít rozdílný tvar i délku. Tyto dendrity, které se

od sebe liší, mohou vést k tomu, že dojde ke kompletní přestavbě dendritického stromu a následně i k reorganizaci eferentních vstupů. Jacobs et al. (1993, pp. 97-111) hovoří o vztahu mezi rozsahem větvení dendritů v jazykové oblasti kůry tzv. Wernickeova area a vzděláním. Došlo ke zkoumání korových neuronů v mozku u zemřelých, kteří byli univerzitně vzdělaní a jejich dendritické větvení bylo mnohem rozsáhlejší než v mozcích u jedinců, kteří měli vzdělání střední. Na druhé lidé bez vzdělání měli dendritů nejméně v rámci zkoumaného souboru. V rámci téže studie autoři rovněž prověřovali lepší verbální schopnosti u žen, než u mužské populace. Domnívali se, že tento jev by měl být způsoben rozdíly mezi jednotlivými pohlavími ve struktuře korových neuronů a tato hypotéza byla potvrzena, tudíž u žen je mnohem rozsáhlejší dendritické větvení než u mužů.

Dubový (1998, ss. 45-87) hovoří o tom, že v rámci adaptačních změn v nervové soustavě dochází ve většině případů k přestavbě synaptických spojů mezi neurony. Existují případy, kdy tato přestavba dosahuje značného rozsahu, který má výrazný vliv na zásadní změny ve zpracovávacích okruzích. Dubový (1998, ss. 45-87) rovněž přemýšlel nad otázkou, do jaké míry dochází k synaptické přestavbě v CNS u dospělého člověka. V rámci zkoumaného vzorku dospělých opic se totiž přišlo na to, že když jim byla výrazněji stimulována kůže prstů, docházelo k rozšíření odpovídající projekční oblasti somatosenzorické kůry. Z tohoto výzkumu Dubového (1998) či dalších jeho podobných je možné konstatovat, že pokud jedince ovlivňují rozdílné senzorní stimuly či zkušenosti, je i jeho kortikální mapa odpovídajících projekcí odlišná. Tento typ přestavby synapsí v CNS u dospělého jedince je označován termínem „experience-dependent plasticity“.

Adaptivní reakce, o kterých hovoří Trojan a Pokorný (1997, s. 667-673) nastávají od úrovně plazmatické membrány neuronů, až po mozkové vnitřní systémy. Za jejich součást můžeme považovat dočasné funkční kompenzační změny, například změny v oblasti dráždivosti nezralého mozku po opakované expozici výškové hypoxii a rovněž i trvalá přizpůsobení (Marešová et al., 2001, pp. 215–219).

V rámci každé adaptace dojde v organismu k jistým ztrátám. Mozek zkušenosti, které se opakují, vyhodnotí a postupně tyto ztráty minimalizuje. Výsledkem pak mohou být dočasné kompenzační mechanismy, ale i trvalá přizpůsobení (Trojan, Pokorný, 1997, s. 669-670).

Reparační neuroplasticita

Za další projev neuroplasticity můžeme považovat schopnost obnovy funkce nervové tkáně, u které došlo k poškození. Na průběh plasticity mohou mít dopad vnější i vnitřní vlivy.

Stimuly, které přicházejí z okolí, mají prokazatelné výsledky v rámci obnovy motorického, vizuálního, auditivního a somatosenzorického kortexu (Björklund, Stenevi, 1979, p. 68; Kolář et al, 2012, s. 305). Za podklad pro tyto reparační děje můžeme považovat změny v počtu synapsí, tvorbu nových dendritů a přestavbu neuronální tkáně, jako tomu je u adaptační neuroplasticity, což také potvrzuje skutečnost, že jednotlivé typy neuroplasticit jsou spolu úzce propojeny.

Jako základ pro neuroplastické děje můžeme považovat genetický program, který dokáže určit činnost elementů nervové tkáně. Tento program se spouští díky změnám vnitřního prostředí CNS, které navozuje daný patologický proces. Jako podklad reparačních dějů se považují změny účinnosti nebo počtu synapsí, přeskupování a vytváření nových dendritů a axonů, jež jsou doprovázeny přestavbou lokálních neuronálních okruhů a popřípadě i vztahů mezi jednotlivými funkčními celky mozku (Björklund, Stenevi, 1979, p. 68).

Nové synapse se vytvářejí jak při úzdavě, tak i v rámci normálního vývoje díky učení. Jejich tvorba je podmíněna růstem nových axonů a dendritů a tento proces ovlivňují genetické faktory, nové zkušenosti a podněty z okolí. Jak tvrdí Sohlberg a Mateera (2001, pp. 4-10) bez nových vstupních podnětů se nové synaptické spoje neformují.

Huttenlocher (2002, p. 134-157) hovoří o tom, že nebyl v mozkové kůře dospělého člověka prokázán významný nárůst synaptické sítě v případě, že neprobíhaly patologické okolnosti a z toho usoudil, že se pravděpodobně tento proces spouští zejména v rámci snahy o náhradu ztráty, kdy došlo k poškození synaptických spojení.

Novodobé výzkumné směry se snaží hledat způsoby, jak posílit regenerační schopnost CNS. Reaktivace přirozených mechanismů či podání léčiv, by mohly aktivovat vnitřní neuroplastické děje a tím povzbudit „spící“ regenerační proces a vést tak k obnově narušených neuronálních okruhů (Trojan, Pokorný, 1997, s. 667-673).

1.3.2 Strukturální neuroplasticita

Jak již bylo zmíněno výše, tak neuroplasticita je vysvětlována jako celoživotní potenciál mozku, který je schopen se přizpůsobovat novým podnětům v rámci jeho genetických predispozic jak ze strukturálního, tak funkčního hlediska. Rovněž má schopnost reorganizace neuronových cest vlivem nových či opakovaných zkušeností a také schopnost odezvy na jeho poškození (Benešová et al. (2009, ss. 55-67).

Zkušenosti a prožitky mohou výrazným způsobem změnit strukturu mozku, což vysvětlují následující odstavce.

Z psychologických studií a poznatků, které doposud máme k dispozici, vyplývá, že například zkušenosti v raném dětství zásadně ovlivňují formování a chování jedince v jeho dospělosti. U jedinců, kteří byli vystaveni mnoha podnětům v rámci obohacujícího prostředí, ve kterém vyrůstali, lze pomocí analýzy dendritických změn dokázat, že tyto změny jsou strukturální povahy a tvoří základ vlivu raných zkušeností na chování (Kolb, 1998, pp. 143-159).

V rámci prováděného experimentu, kdy nezralí lidské novorozenci byli stimulováni kartáčem, se projevilo rychlejší růst a časnější dozrání. U potkanů s nejrůznější stimulační výbavou, variabilně uspořádanými podmínkami a žijících v ohradách, kdy docházelo vždy po týdnu k obměně těchto podmínek, se prokázalo množství změn. Tito potkani byli rovněž odděleni v rámci pohlaví ve věku od tří do šesti měsíců či nad dva roky. Tento experiment ukázal, že věk u potkanů, kteří se vyskytovali v obohacujícím prostředí, vykázal kvalitativně odlišný vliv na proměnu a uzpůsobení dendritické struktury. U potkanů, jež žili v obohaceném prostředí, a ve věku mladé dospělosti se projevilo nárůst délky dendritů ve srovnání s potkany, kteří žili v klasických laboratorních klecích. (Doidge, 2008, p. 206). U mládřat potkanů, která byla hlazena štetčkem v době zhruba od sedmého do dvacátého prvního dne, a poté umístěna do klasické laboratorní klece došlo v jejich pozdějším věku ke zkoumání a to ukázalo, že zkušenost z raného věku neměla vliv na délku dendritů v dospělosti. Avšak bylo zjištěno, že došlo k výraznému snížení hustoty trnů (Kolb, 1997, pp. 127-141). Tato změna pak zásadně ovlivnila výkon potkanů v rámci úlohy Morrisova vodního bludiště (Kolb, 1999, pp. 9-25). V tomto případě je zřejmé, že prožitky a zkušenosti zásadním způsobem změny strukturu a funkci mozku.

1.3.3 Funkční plasticita

Neuroplastické procesy jsou uskutečňovány pomocí určitých základních mechanismů, které zahrnují dva základní jevy a tím je funkční neuroplasticita, u které probíhá rychlý rozvoj a stává se reverzibilní, tedy zvratnou a adaptace, která determinuje a ovlivňuje vyjádření genotypu ve fenotypu. Ke konkrétním změnám může docházet na úrovních synaptických, při nichž dochází k interakci a komunikaci mezi neurony, dále pak modulárních, kde hraje roli určitý nervový okruh a jeho aktivita a v neposlední řadě multimodulárních a tedy mezi jednotlivými funkčními mozkovými systémy (Ramachandran, 2012, p. 115 – 116).

1.3.4 Využití neuroplasticity v terapii pohybových poruch

Proces plasticity nervového systému můžeme považovat za základní kámen rehabilitace. Jak mozek, tak mícha nejsou pouze reflexně a automaticky fungující systém, který se podílí na řízení pohybových aktivit. Mícha má rovněž schopnost plasticity, stejně jako zbytek CNS. Když hovoříme o schopnostech plasticity, můžeme říci, že má schopnost i učení (Mayer, 2000, s. 67).

Velmi klíčovým neurologickým odvětvím nejen v terapii pohybových poruch je neurorehabilitace, která zajišťuje léčbu jak v oblasti psychomotoriky, ale i oblasti sociální a existenční.

Jak hovoří Lippertova-Grünerová (2009, ss. 69-98), tak deficity u traumatického poškození mozku jsou různého stupně závažnosti a z toho důvodu je potřeba odborného a individuálního přístupu. S neurorehabilitací se obvykle pacienti setkávají již na intenzivních odděleních již v akutních fázích onemocnění, ať už na neurochirurgickém či neurologickém oddělení.

Díky medicínským pokrokům se čím dál více setkáváme s pacienty, u nichž by dříve jejich zdravotní stav nebyl slučitelný se životem. Současná neurorehabilitace se snaží využívat dostupných metod, aby mohlo docházet ke zlepšení psychomotorického potenciálu. Angerová (2012, s. 19) však hovoří o tom, že výsledky nejsou mnoho povzbudivé a především z tohoto důvodu se neustále hledají mechanismy, jež by podporovaly neuroplasticitu, která, jak bylo zmíněno výše, minimalizuje sekundární poškození mozku.

Mezi hlavní cíle neurorehabilitace patří předcházení komplikacím, podpora uzdravování, využívání mozkové plasticity a regeneračních schopností. Program terapie se vždy orientuje na danou oblast s deficitem, přičemž je kladen ohled na zátěž. V počátečních fázích rehabilitace je zahrnuta farmakoterapie, polohování, mobilizace, prevence kontraktur, dekubitů a terapie inkontinence. Mezi hlavní terapeutické disciplíny neurorehabilitace můžeme zařadit ergoterapii, fyzioterapii, logopedii a neuropsychologii (Lippertova-Grünerová (2009, ss. 69-98).

Malá (2009, pp. 4-8) na své konferenci hovořila o vlivu neurorehabilitace a jejich důležitých faktorech. Jedním z těchto faktorů je vhodnost načasování začátku neurorehabilitace na poškození mozku. Malá rovněž uvádí, že mozek je bezprostředně po jeho poškození dynamičtější, než v pozdější době a čím dříve pacient přistoupí k neurorehabilitaci, tím větší přínos to bude mít. Mezi důležitý faktor řadí i intenzitu rehabilitace. Z experimentů a klinické praxe dle Malé vyplynulo, že čím intenzivnější trénink je, tím efektivnější je zlepšení oslabených funkcí. Mezi další podstatné faktory rehabilitace uvedla nespecifickou aktivaci

a stimulaci, což může být život v obohacujícím prostředí, specifický trénink oslabených funkcí a především trénink, který probíhá postupně, systematicky, podnětně a zároveň vyzývavě. Veškeré tyto skutečnosti totiž významně ovlivňují funkce mozku.

1.4 Lidská chůze

Přesun polohy těla z místa na místo se všeobecně nazývá lokomoce. Může probíhat různými způsoby, z hlediska fylogeneze lokomoce živočišných druhů se může lokomoce člověka rozdělit na lokomoci, která je realizovaná pomocí pletence pánevního (chůze, běh, odraz atd.), pletence ramenního (např. šplh a jízda na mechanickém vozíku) nebo pomocí obou pletenců (např. vstávání z lehu, lezení a plavání). Lidská lokomoce je přirozená ve svém uspořádání místa opory na pevném povrchu – punctum fixum ve vztahu k dalším částem těla, které se pohybují – punctum mobile. Punctum fixum (PF) je vytvářeno na distálních částech končetin, punctum mobile (PM) na proximálních.

Nejběžnější způsob lokomoce u lidí je bipedální chůze, tedy lokomoce pomocí pletence pánevního. Pletenec ramenní zde pracuje v otevřeném kinematickém řetězci a vyrovnává torzní působení dolních končetin a pánve. Tento způsob lokomoce prochází posturálně pohybovou ontogenezí v prvním roce lidského života. Chůze je rytmickým translatorním pohybem lidského těla, který má kyvadlový charakter. Každá dolní končetina má při chůzi tři oddělené fáze pohybu:

- švihovou fázi – končetina se pohybuje vpřed a není v kontaktu s opornou bází
- opornou fázi – končetina je ve styku s opornou bází
- fázi dvojí opory – obě dolní končetiny jsou v tentýž moment v kontaktu s opornou bází

PM se tedy pohybuje směrem k PF, nebo je od něj odtlačováno. Přes končetinu dochází k realizaci antigravitační funkce a k odrazu od PF a končetina nakračuje k dalšímu krokovému cyklu.

Pohyby při lokomoci jsou řízeny centrální nervovou soustavou, nicméně vlastní rytmus a charakter pohybů těla při chůzi je individuálně odlišný. Jednotlivé individuální detaily chůze vznikají učením, které je spojeno s adaptačními mechanismy, které reagují na vlivy vnějšího i vnitřního prostředí, případně na působení určitých patogenů. (Kračmar et al., 2016, ss. 166-171; Véle, 2006, ss. 347-350)

Lidská chůze je komplexní pohybový vzor a základní lokomoční stereotyp. Jedná se o interakci mezi centrální nervovou soustavou a muskuloskeletárním aparátem. Chůze je řízena složitým regulačním mechanismem do kterého se současně zapojuje mícha, mozkový kmen, mozeček, bazální ganglia, thalamus a mozková kůra, dále všechny proprioreceptory a exteroceptory pohybového systému. Klasický průběh chůze je závislý na koordinaci všech regulačních okruhů. Neurální kontrola chůze je rozdělena do samostatných procesů: aktivace a vedení, regulace a provedení. Kortikální dráhy jsou zapojeny do aktivace a vizuálního poradenství při pohybu. Reciproční okruhy mezi kortexem, bazálními ganglii a kůrou mozečku se podílejí na regulaci chůze z hlediska posturálního tonu, rovnováhy a koordinaci končetin podílejících se na pohybu.

Rytmičtý vzor lidské chůze je řízen tzv. generátory centrálních vzorů, které jsou dále koordinovány skupinou interneuronů v míše – ty umožňují aktivaci agonistických a antagonistických svalů pro správnou chůzi. Mícha dále integruje aferentní vstupy z periferie a supraspinálních struktur, které rozděluje mezi mechanismy jemné kontroly a posturální podpory. Držení těla a pohyb mohou být integrovány prostřednictvím přítomnosti sestupných povelů pro pohyb, které jsou předávány do oblastí mozku kmene, které jsou zapojené do posturální kontroly a poskytují cestu k úpravě rozsahu a načasování posturálních změn během pohybu. (Osoba et al., 2019, p. 145; Žarković, 2014, s. 43; Kolář et al., 2009, ss. 48-50)

1.4.1 Poruchy chůze u CMP a její rehabilitace

Bezpečná chůze na nerovném povrchu je možná pouze za předpokladu, že je zajištěna stabilizace vzpřímené polohy těla v klidu i při pohybu. Tuto stabilizaci je schopna zajistit centrální nervová soustava za předpokladu, že v místě kontaktu těla s opornou bází je pevná opora. Působí zde reaktivní síla, která vzniká působením gravitace a propulzní svalové síly. Poruchy chůze mohou vzniknout na základě ztráty či omezení funkce některého z regulačních okruhů. Při obrnách centrálního typu nalézáme poruchy percepce, rovnováhy a dále je chůze ovlivněna zvýšeným a dysregulovaným svalovým tonem. Mnoho poruch chůze vzniká v předním mozku, který kontroluje cíl a účel chůze. (Osoba et al. 2019, p. 145; Kolář 2012, s. 50; Véle s. 347)

1.4.2 Specifika chůze u CMP

Obecný popis chůze pacienta po CMP nelze s přesností popsat, neboť je u každého pacienta individuální. CMP celkově vede k abnormálním pohybovým vzorům, které vycházejí

z původních individuálních stereotypů pacienta. Obecně se dá říci, že je ovlivněna dynamická a kinematická charakteristika chůze, je snížena průměrná rychlost a je upravený poměr stojné a švihové fáze cyklu. Pohybová ztráta u pacientů po CMP je nejvíce ovlivněna lokalizací a finálním rozsahem poškození centrálního nervového systému. Nicméně do výsledného obrazu chůze se kromě hemiparézy, která je pro CMP typická, promítá více okolností. Například somatosenzorický deficit, spasticita, bolest, kognitivní deficity a deficity z dřívějších onemocnění či úrazů. Ve srovnání se zdravými lidmi, je chůze u hemiparetiků charakteristická nižší rychlost a vytrvalost, asymetrické zatěžování dolních končetin (odlehčování paretické končetiny), zhoršená selektivní kontrola pohybu, zpomalená posturální reaktivita, zhoršená prostorová orientace a snížená adaptabilita na okolní prostředí (Krobot et al., 2017, ss. 521-525; Burridge et al., 2001, p 427; Murcková, 2001, p. 8).

Jedinci po CMP vykazují abnormality v kinematice pletence postižené dolní končetiny, dá se hovořit o její nestabilitě. Nástup spasticity se dá charakterizovat jako zpomalení či úplné zastavení přirozené úpravy hemiparézy. Na dolní končetině se vyskytuje spasticita extenčního typu, kdy jsou postiženy extenzory kyčelního kloubu, kolenního kloubu, hlezna a supinátorů nohy. Objevuje se sešikmení pánve, abdukční držení kyčelního kloubu, dále je omezená flexe v koleni dorzální flexe nohy. Nestabilita dolní končetiny vychází ze spastické kontraktury m. triceps surae, což znemožňuje aktivní dorzální flexi končetiny a vzniká tzv. klonus nohy. Dále je porušená koordinace m. quadriceps femoris a ischiokrurálních svalů, která vede k omezení tzv. zámku kolene, což se projevuje hyperextenzí kloubu. Právě funkční zámek kolene je nezbytný pro zvládnutí stabilní stojné i švihové fáze bipedální chůze. Tyto aspekty v konečném důsledku vedou k relativnímu prodloužení postižené dolní končetiny a pacient je nucen provést při chůzi elevaci pánve. (Reissmann et al., 2018, p. 129; Mikula, 2008, ss. 66-68)

Pro ovlivnění těchto patologií je důležitá komplexní rehabilitace, do které spadá i trénink chůze. Cílem rehabilitace chůze je obnova funkce samostatné chůze v maximální možné míře. Klíčovým bodem rehabilitace je facilitace neuroplasticity mozku. Tu ovlivňují charakter a intenzita aferentních vstupů, hlavně tyto: realizace konkrétní aktivity, multisenzorická stimulace a opakování určitého úkonu. Pro úspěšnou rehabilitaci je nutné dále dodržet dostatečnou intenzitu tréninku, variabilitu prostředí, kombinaci více terapeutických přístupů a hlavně aktivní účast pacienta. Trénink samotné chůze může probíhat v různých podobách. Nejzákladnějším typem je klasický trénink chůze s oporou nebo pomocí terapeuta, dále lze využít technické pomůcky jako je chodící pás, robotický exoskelet, případně chůze na chodícím pásu ve virtuálním prostředí.

V interaktivním virtuálním prostředí dochází k multisenzorické stimulaci – v okolí pacienta dochází ke změnám podmínek prostředí. Tyto podmínky lze individuálně nastavit s ohledem na aktuální stav pacienta. (Krobot et al., 2017, ss. 521-525)

1.5 Virtuální realita

Virtuální realita (VR) je inovativní technologie popisující scénář generovaný počítačem (virtuální svět), ve kterém může uživatel provádět interakci s okolím. To umožňuje vytvářet multisenzorické stimuly převádějící komplexitu fyzického světa do jiného kontrolovatelného prostředí, ve kterém je možno modifikovat a kontrolovat velké množství fyzických variabilit. Výpočetní postup znamená důležitou analýzu pro motorický systém na neuro-vědeckém poli, což nabízí příležitost sjednotit experimentální data v teoretickém rámci. Tento přístup dovoluje pacientovi udělat více důležité a efektivní pohyby skrze senzomotorický feedback. Zhoršení nebo úplná neschopnost chůze je jedna z nejvíce ničujících faktů. Proto se její znovuobnovení považuje za primární záležitost v rehabilitaci pacientů po CMP (Luque-Moreno et al., 2015, pp. 2-3).

Poslední dobou bylo zaznamenáno zlepšení v užívání VR systémů pro znovunabytí funkce paretických dolních končetin po CMP s pozitivními výsledky nejen v otázce chůze, ale také zvyšování schopnosti rovnováhy a trénink rychlých reakcí na vnější překážky. Na rozdíl od specifické VR, adaptace interaktivních videoher poskytuje pro rehabilitaci pacientů po CMP zajímavý a užitečný přístup. Vzhledem k nestejnorodosti různých názorů v literatuře, je obtížné dospět k ideálnímu využití VR pro rehabilitaci zaměřenou na znovuobnovení chůze u pacientů po iktu. Existuje velká škála různých přístrojů, které VR aspekt obsahuje, ale každý z nich má svoje klady a zápory. K tomu se neustále vyvíjí optimální software, který má ve většině případů ještě svoje nedostatky a na základě přibývajících studií a výzkumů vznikají aktualizace (Proffitt R. & Lange B., 2015, pp. 2-5).

1.5.1 Virtuální programy pro pohybovou rehabilitaci

Náhled skrze nedávno napsané studie ukazuje, že virtuální rozhraní má širokou škálu aplikací u neurologických postižení a jejich následnou rehabilitaci. Jedná se o pacienty s pohybovými obtížemi, kognitivními deficity, závratěmi, fobiemi, bolestí, neglect syndromem, muskuloskeletárními zraněními a zrakovými postiženími. V přehledu poskytovaném od Proffitt R. & Lange B. (2015, pp. 2-5), si využití virtuálních her

v pohybové rehabilitaci stabilně získalo popularitu v průběhu posledního desetiletí. Jedná se převážně o aplikaci pacientům s chronickými neurologickými poruchami a má řadu výhod oproti standardní rehabilitaci. V první řadě se využití VR zdůvodňuje pro její možnosti poskytovat zábavné, poutavé nebo motivující prostředí. Právě motivace je důležitá složka ve skoro všech oblastech pohybové rehabilitace, která zakládá na mnohonásobném opakování různých úkolů. V případě, že chceme po pacientovi, aby vykonával opakovaně podobné úkoly bez složky motivace v terapii, tyto úkoly se po nějakém čase stanou stereotypní a pacient ztrácí koncentraci. Proto přístroje obsahující složku VR poskytují různé, interaktivní prostředí, ve kterém jsou uživatelé postupně vyzýváni a motivováni, zatímco reálně provádějí opakovaně ten samý úkol. Simulované prostředí nebo herní prvky vedou pacienta k jisté soutěživosti a nutí jej, aby při každé další terapii vyvíjel dostatek úsilí pro zvyšování jeho výsledků (Yin et al., 2014, p. 2-4).

Výhodou VR je možnost skrze nastavení v programu kontrolovat prostředí, ve kterém může pacient pohodlně provádět úkol nebo pohyb, který by pro něj mohl být nebezpečný ve skutečném světě. To vše také díky bezpečnostním prvkům přístrojů, které mají VR nadstavbu. To umožňuje zkoumat různé aspekty chůze, které bychom v běžném prostředí provádět nemohli a následně pak vytvářet optimální terapeutický plán. Zatímco běžně nejsme schopni replikovat nesčetné množství environmentálních podmínek potřebných pro plnění úkolů v reálném světě, virtuální prostředí lze snadno přizpůsobit potřebám jedince. Při terapii je možné upravovat simulované virtuální prostředí nebo přidat kognitivní úkoly a překážky, které lépe odráží cíle uživatele ve skutečném světě. Schopnost zajistit kontrolované a bezpečné prostředí s vizuální zpětnou vazbu je pro rehabilitaci velkou výhodou. VR poskytuje spoustu forem sensorických zpětných vazeb (zrakové, sluchové, silové), které by měly být upraveny tak, aby se zvýšil prožitek pacienta a podpořila se míra jeho učení. Konečné skóre a časy, které jsou svázány s většinou VR aplikací, poskytují přehled svých výsledků. To se využívá jako zpětná vazba pro posílení motorického učení, skrze motivaci pacienta posouvat se dál a dosahovat lepších výsledků. Proto je v první fázi nastavena obtížnost tak, aby byl pacient schopen dosáhnout tížených výsledků, což mu dodá pozitivní pocit a zajistí dobrou spolupráci z jeho strany. Postupem času s úpravou jeho chůze dochází k zvyšování obtížnosti, ale vždy jen do té míry, aby byl schopen úkoly provést.

Zatímco existovalo mnoho studií, které zavedly virtuální aplikace pro pohybovou rehabilitaci, jen málo z nich se pokusilo podívat se na ně z uživatelského pohledu. K vyvinutí rehabilitačních aplikací, které skutečně zvyšují zapojení a motivaci, museli vzít vývojáři a návrháři v úvahu uživatelské potřeby a očekávání (Lewis et al., 2012, pp. 1880-1886).

1.5.2 Druhy virtuální reality

VR se dá rozdělit podle toho, zda jen uživatel reaguje na vnější podněty, které VR poskytuje nebo v závislosti na jeho chůzi se v prostředí pohybuje. Dalším stupeň VR je interaktivní a nutí uživatele k interakci, při které s ním komunikuje a uživatel má možnost toto prostředí upravovat.

Pasivní aplikace

Tento způsob virtuální reality poskytuje velkou řadu senzorických stimulací. Dá se připodobnit k filmu, neboť vše, co je uživateli promítáno či jinak podáváno nemůže vlastní aktivitou ovlivnit. U této aplikace je předloženo prostředí, ve kterém může uživatel slyšet zvuky, vidět změnu krajiny i objektů a ve vzácných příležitostech i něco cítit. Využití je především v reakci na daný podnět. Takto můžou být promítány různé situace a uživatel se postupně učí, jak se s nimi vypořádat. Pasivní aplikace se využívá zejména k tréninku reakcí jedince na předem nastavené podněty. Pomocí vizuálních a jinak podávaných úkolů můžeme jako terapeuti vést pacienta k neustálým opakování pro úpravu určitého aspektu chůze či pohybu, který chceme ovlivnit (Aukstakalnis, S. & Blastner, D., 1994, p. 120-130).

Aktivní aplikace

Tato aplikace je druhým stupněm ve virtuální realitě. V tomto případě už nejdu informace pouze uživateli, ale je mu umožněno vlastním přičiněním děj ovlivnit. Můžeme tak poskytnout zážitek z procházky v různých prostředích a je na uživateli, jak se v tomto prostředí bude pohybovat. V této aplikaci se vytvářejí různé interaktivní hry, kdy jsou do prostředí promítány překážky a úkolem je se jim vyhnout nebo je obejít či jinak překonat. To vše v kontrolovaném prostředí, kdy spolupráce v rehabilitaci pacienta a terapeuta umožňuje provádět pohyb, co nejvíce fyziologicky avšak v situacích podobných v běžném životě.

Do této aplikace také spadá „rozšířená realita“. V tomto případě není děj promítán pouze na obrazovce, ale je promítán do reálného prostředí, ve kterém se uživatel pohybuje. V kombinaci s dotykovou podložkou se tak může vytvořit program v reálném prostředí, který svou akcí ovlivňuje a vytváří další možnosti motivace a zábavy (Bartuška, 2007, p. 10).

Interaktivní aplikace

Interaktivní aplikace je nejvyšší stupeň VR. Je to nejnovější způsob interakce mezi počítačem a uživatelem, nicméně je nejnáročnější na hardware a software. Interaktivní prostředí umožňuje nejen pohybovat se ve virtuální realitě, ale také jí měnit. Tímto se otvírají další možnosti pro pohyb a zapojení více smyslů a zvýšení obtížnosti. Výhodou je větší prožitek, zainteresovanost a zvyšuje se míra motorického učení. Takto například může uživatel svou činností něco ve VR postavit nebo zbořit a přitom být stále v kontrolovaném a bezpečném prostředí. Taktéž pohyby a prostředí se dá individuálně přizpůsobit na míru jednotlivce (Levin et al., 2015, pp. 415-425) .

1.5.3 Nástroje pro interakci s virtuální realitou

Mezi přístrojem a člověkem jsou různé nástroje, které umožňují vzájemnou komunikaci. Skrze vstupní nástroje zadáváme do přístroje pokyny, které chceme, aby vykonal. Skrze výstupní nástroje nám pak poskytuje informace a obraz o tom, co za procesy právě provádí. Výsledkem je obraz, ke kterému jsme se chtěli dostat.

Výstupní nástroje

Tyto nástroje slouží pro komunikaci přístroje s člověkem. Zprostředkovávají podněty skrze obraz pro vizuální stránku, zvukové efekty pro zapojení více smyslů nebo vibrace. V prvé řadě je nutno zmínit vizuální podněty, které mohou být zprostředkovány běžně dostupnou obrazovkou jakou využívá většina uživatelů u stolního počítače. Je to základní výstup, který nám může přehrát jakékoliv prostředí a jakékoliv objekty. Jeho nevýhoda je však nereálná velikost zobrazování vůči reálnému světu a také omezení prostoru svou velikostí. Pro lepší obraz dnes existují speciální virtuální brýle, které mají senzory pro polohu vůči zemi a díky tomu simulují realitu bez zábran. Podle toho, jak uživatel pohybuje hlavou, se obraz přizpůsobí a zobrazí jiný úhel obrazu ve virtuálním prostředí, což vytváří dojem 360 stupňové možnosti pohledu. Virtuální svět už pak nemá žádné ohraničení a je tak velmi reálný. Další možností výstupu jsou různé přístroje jako plošiny s možností naklonění, chodící pásy, které se přizpůsobují uživatelskému pohybu ve VR a díky tomu působí na posturu a propriocepci.

Pro stimulaci sluchu se využívají klasické zvukové bedny nebo sluchátka. V dnešní době jsou velké možnosti pro vyvíjení interaktivních zařízení, ale největším limitem je pořizovací cena, nepraktičnost velkých přístrojů. Dalšími možnými výstupy, které do

budoucná stojí za zmínku jsou přístroje simulující pach, můžeme taky v rámci změny ve virtuální realitě i v té reálné programově ovládat teplotu okolí, světelné podmínky a taktéž i taktilní stimulaci (Levin et al., 2015, pp. 415-425).

Vstupní nástroje

Pod vstupní nástroje patří ty, díky kterým může uživatel komunikovat s počítačem a programem. Základními nástroji jsou běžně používaná klávesnice a myš. V rehabilitaci se pak využívají různé podložky s dotykovými či tlakovými sensory (silové plošiny). To umožňuje vlastním pohybem posílat informace do počítače, který je pak vyhodnocuje a následně na ně reaguje. Jedním z nástrojů v rehabilitaci je také tzv. joystick, který se využívá především v rehabilitaci horních končetin. Ten zaznamenává změnu polohy a díky tomu počítač ví, v jaké poloze joystick držíme a následně na to může skrze VR reagovat.

Příklad jednoho z interaktivních přístrojů pro využití jak virtuální reality, tak i rozšířené reality je ZEBRIS – sensed treadmill. Ten v sobě spojuje jak výstupní, tak i vstupní zařízení. S pacientem komunikuje prostřednictvím obrazovky, kde se zobrazuje VR a k tomu může být přidán i doprovod v podobě zvukových stimulů. Má také možnost skrze dataprojektor promítat různé obrazce a tvary přímo na pás. Samotný pás má možnost naklonění, a tak je možné variabilněji měnit prostředí, ve kterém se pacient pohybuje. Díky tomu se stimuluje rovnovážné centrum. Jeho vstupní nástroje jsou zabudovány převážně přímo v pásu, kde se nacházejí tlakové senzory, díky nimž dokáže počítač vyhodnotit polohu uživatele, jeho parametry chůze, polohu těžiště a míru stability. Uživatel se proto může pohybovat ve VR a čelit různým překážkám a ve formě hry je zde i bodově ohodnocen. To umožňuje rychlý feedback, kdy je okamžitě informován, jaká je jeho chůze, a co by měl zlepšit v daném okamžiku. Zebris se proto využívá převážně u lidí s problémy s chůzí způsobené úrazem či neurologickým podkladem a také u lidí s rovnovážnými problémy. Díky senzorickému částem tohoto přístroje má v sobě i možnost měřit parametry chůze. Tak může uživatel sledovat rozdíly mezi začátkem a koncem jedné terapie, ale také v řádu několika terapií (Tiktinsky, Rachel, 2014, p. 72).

2 Cíle a hypotézy

2.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je zjistit, zda je přínosné využití virtuální reality (VR) a rozšířené reality (RR) pro efekt terapie na chodícím pásu u pacientů s prodělanou cévní mozkovou příhodou (CMP). Tato práce má také za úkol objasnit, jestli existuje rozdíl mezi terapií na chodícím pásu s využitím obou výše zmíněných modalit a terapií s využitím pouze chodícího pásu.

Terapie bez VR a RR tedy figuruje jako kontrolní skupina pro objasnění míry vlivu obou realit na chůzi a vlivu samotného pásu.

2.2 Hypotézy

H₀₁: Neexistuje statisticky významný efekt terapie s využitím VR na měřené parametry chůze u pacientů po CMP.

H_{A1}: Existuje statisticky významný efekt terapie s využitím VR na měřené parametry chůze u pacientů po CMP.

H₀₂: Neexistuje statisticky významný efekt terapie s využitím RR na měřené parametry chůze u pacientů po CMP.

H_{A2}: Existuje statisticky významný efekt terapie s využitím RR na měřené parametry chůze u pacientů po CMP.

H₀₃: Neexistuje statisticky významný efekt terapie u kontrolní skupiny na měřené parametry u pacientů po CMP.

H_{A3}: Existuje statisticky významný efekt terapie u kontrolní skupiny na měřené parametry u pacientů po CMP.

H₀₄: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi efektem terapie s využitím VR, RR a efektem terapie bez těchto modalit na měřené parametry chůze u pacientů po CMP.

H_{A4}: Existuje statisticky významný rozdíl mezi efektem terapie s využitím VR, RR a efektem terapie bez těchto modalit na měřené parametry chůze u pacientů po CMP.

3 Metodika

3.1 Charakteristika testovaného souboru

Soubor testovaných probandů činil 15 lidí ve skupině, kde byl zkoumán efekt virtuální reality v terapii chůze a 15 lidí ve skupině, kde byl zkoumán v terapii chůze efekt rozšířené reality. Dále byla otestováno 13 lidí v kontrolní skupině. Účastníci studie byli vybíráni na oddělení rehabilitace ve Fakultní nemocnici Olomouc. Důležitá byla doba od ataky iktu. Je nutné, aby tato doba, při měření nebyla vyšší než 40 dní. Podmínkou účasti byla nepřítomnost vizuálního deficitu nebo jiného závažného onemocnění. Souboru probandů byl vybrán tak, aby porozuměli námi zadávaným instrukcím a byli bez výrazného kognitivního deficitu. Další podmínkou byla absence nemoci, u které by byla terapie kontraindikována a nepřítomnost další neurologické nebo ortopedické potíže, která by ovlivnila studii. Soubor probandů byl vybírán z pacientů starších 40 let a mladších 80 let. Nosnost přístroje je omezena, proto je nutností, aby váha jednotlivců byla nižší 130 kg. Probandi museli být schopni ujít vzdálenost 450 metrů samostatně s opěrnou pomůckou nebo bez žádné opory. Další podmínkou byla schopnost ujít 10 m bez opěrných pomůcek. Všichni probandi byli seznámeni s výzkumem a podepsali informovaný souhlas (Příloha 1) o tom, že jejich naměřená data mohou být publikována. Testovaný soubor byl vybírán dle hodnocení FAC (Functional Ambulation Classification, viz Příloha 2), pro studii je zapotřebí, aby proband splňoval hodnocení 3 a více.

3.2 Postup měření a terapie

Před samotnou terapií a po terapii jsou pacienti testováni chůzovými testy Timed Up and Go (TUG) a 10-Meter Walk (10M-walk) testem. Provedení TUG ze sedu na židli s rukama zkříženými na hrudi. Poté budou probandi vyzváni, aby vstali a ušli tři metry, otočili se, došli zpět k židli a posadili se. V testu se měří čas probanda od zvednutí se ze židle po jeho opětovné posazení se. Při testování je důležitý pokyn k probandovi, aby jeho chůze byla co možná nejrychlejší, kterou je bezpečně schopen (Dunsky, Fishbein, Hutzler, 2013). U 10M-walk testu byli probandi vyzváni k ujití 10 metrů z čehož je měřeno od 2 metrů a měření se ukončí 2 metry před koncem. Reálná měřená vzdálenost je tedy šest metrů. Také u tohoto testu jsou probandi instruováni o co možná nejrychlejší chůzi, kterou jsou bezpečně schopni.

U obou těchto testů byly provedeny 3 měření před a po terapií s využitím virtuální reality, rozšířené reality a kontrolní skupiny z čehož budou vytvořeny průměry.

3.3 Vyšetření a terapie na Zebrise FDM-T Treadmill

Pro testování a terapii chůze za pomoci virtuální, rozšířené reality byl použit přístroj Zebris FDM-T Treadmill. Zebris je 1,5 metrů dlouhý přístrojový chodící pás se zakotvenou integrovanou silovou a tlakovou plošinou, která snímá vertikální složku reakční síly F_z [N] a polohu COP (center of pressure) během stoje i chůze.

Před terapií byl spuštěn software Zebris FDM-T s možností analýzy (statického a dynamického rozložení sil) i terapie chůze a následně se provedla kalibrace treadmillu. Samotné vyšetření a terapie byla prováděna na bosu pro adekvátní analýzu. Výška madel se nastavila dle výšky probandů, pro případné přidržení. Treadmill byl spuštěn na počáteční rychlosti pomalejší a následně se zrychloval, dokud pacient neudá rychlost jako vyhovující. Chůze byla snímána po dobu jedné minuty.

Měřené parametry chůze pro výsledky diplomové práce:

- rychlost chůze,
- délka kroku paretické dolní končetiny,
- délka kroku neparetické dolní končetiny,
- asymetrie délky kroku,
- kadence.

Naměřené parametry byly zpracovány a vyhodnoceny automaticky softwarem Zebris FDM-T. Naměřené výsledky se převedly do tréninkového režimu, kde se upravily, tak aby byla délka kroku symetrická a vyhovovala probandovi. Délky kroků obou dolních končetin byly zprůměrovány a následně upraveny tak, aby jich byl proband schopen dosáhnout. Následně byl spuštěn trénink chůze za pomoci virtuální reality v jedné skupině a trénink chůze za pomoci rozšířené reality ve skupině druhé. Třetí kontrolní skupina trénovala chůzi na páse stejně jako v prvních dvou skupinách, ale bez využití jakékoliv modality.

Každá terapie byla provedena jedenkrát po dobu 20 minut. Při terapii ve virtuální realitě proband sledoval na obrazovce před sebou virtuální prostředí parku s virtuálními stopami symetrického kroku. Jeho cílem bylo tyto stopy kopírovat svými kroky. Stopy představují softwarovou úpravu chůze pacienta, jejíž parametry jsou získány při analýze chůze. Terapie pomocí rozšířené reality probíhala obdobně, probandi vykonávali stejný úkol,

avšak rozšířená realita byla pomocí dataprojektoru promítána (rozšířena) do reálných podmínek, přímo na pás před probanda. V případě kontrolní skupiny se po úvodním naměření pás zastavil a znovu spustil pro nové nastavení rychlosti pásu. V této skupině neprobíhala terapie s využitím terapeutických modalit přístroje Zebris FDM-T, ale probíhala pouze slovní korekce a postupná adaptace na chůzi po chodícím páse. Po skončení všech terapií byla opět provedena přístrojová analýza chůze a klinické testy.

3.4 Statistické zpracování dat

Efekt terapií s využitím rozšířené reality (RR) a virtuální reality (VR) byl pro dva klinické chůzové testy a 5 parametrů týkajících se chůze testován pomocí párových testů. V případě nezamítnutí předpokladu normálního rozdělení byl použit párový t-test, v případě zamítnutí předpokladu normálního rozdělení byl použit Wilcoxonův párový test.

Porovnání efektu terapií RR a VR mezi sebou a s kontrolní skupinou bylo pro jednotlivé parametry testováno pomocí metod mnohonásobného porovnávání. V případě nezamítnutí předpokladů normálního rozdělení a homogenity rozptylu byla použita analýza rozptylu (ANOVA). V případě zamítnutí předpokladu normálního rozdělení a nezamítnutí předpokladu homogenity rozptylu byl použit Kruskal-Wallisův test. V případě zamítnutí předpokladu homogenity rozptylu byl použit Mediánový test. Pokud došlo u některého parametru k prokázání vlivu typu terapie, bylo testování doplněno o post-hoc testy. U analýzy rozptylu tato situace nestala, u neparametrických testů byly použity post-hoc testy založené na vícenásobném porovnání průměrného pořadí.

Testování bylo doplněno tabulkami popisných statistik. V případě párového porovnání převládaly parametrické testy, proto byl zvolen průměr a směrodatná odchylka. V případě porovnání 3 skupin terapií (RR, VR, kontrola) převládaly neparametrické testy, proto byly zvoleny pořadové číselné charakteristiky: medián, horní a dolní kvartil, minimum a maximum. Párová i mnohonásobná porovnání byla doplněna kategorizovanými krabicovými grafy. U párových porovnání pomocí párového t-testu byl vypočten také 95 % interval spolehlivosti pro rozdíl středních hodnot.

Předpoklad normálního rozdělení byl testován pomocí Shapiro-Wilkova testu, předpoklad homogenity rozptylu byl testován pomocí Levenova testu. Výsledky statistických testů byly vypočteny pomocí softwaru STATISTICA CZ 12. O nulové hypotéze bylo

rozhodnuto na základě p-hodnoty s hladinou významnosti 0,05. V případě p-hodnoty nižší než 0,05 byla tedy nulová hypotéza zamítnuta ve prospěch hypotézy alternativní.

4 Výsledky

4.1 Výsledky hypotézy H₀₁

H₀₁: Neexistuje statisticky významný efekt terapie s využitím VR na měřené parametry chůze u pacientů po CMP.

Vzhledem k celkovým výsledkům měření, kdy nebyl nalezen statisticky významný rozdíl u všech měřených parametrů (viz tabulka 1), nelze nulovou hypotézu zamítnout. Nulovou hypotézu tedy přijímáme a zamítáme alternativní.

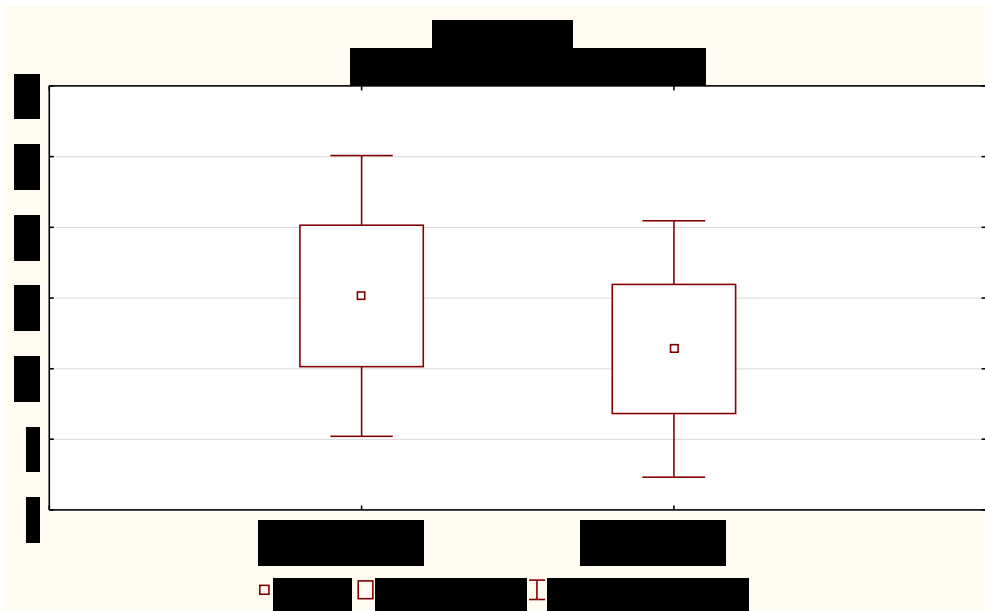
Tabulka 1 Výsledky hypotézy H₀₁ (před terapií s využitím VR a po terapií s využitím VR)

Proměnná	Průměr		Sm. odchylka		Test	p	Interval spolehlivosti (před-po)
	před	po	před	po			
TUG [s]	11,0	10,3	3,9	3,6	T	0,001	(0,36 ; 1,14)
10M-walk [s]	5,7	5,7	1,8	1,8	T	0,600	(-0,25 ; 0,42)
Rychlost [km/h]	0,97	1,05	0,31	0,31	T	0,006	(-0,12 ; -0,02)
Délka par. [cm]	27,5	29,1	10,9	8,2	T	0,327	(-4,98 ; 1,78)
Délka nepar. [cm]	26,1	28,9	8,5	6,9	T	0,010	(-4,82 ; -0,77)
Kadence [krok/min]	62,4	61,3	19,1	17,0	T	0,585	(-3,59 ; 6,13)
Asymetrie [cm]	3,3	2,4	3,9	2,5	W	0,117	-

Legenda: TUG = Timed Up and Go, 10M-walk = 10 meter walk test, par. = paretické, nepar. = neparetické, Sm. odchylka = směrodatná odchylka, p = hladina statistické významnosti, T = Párový t-test, W = Wilcoxonův párový test

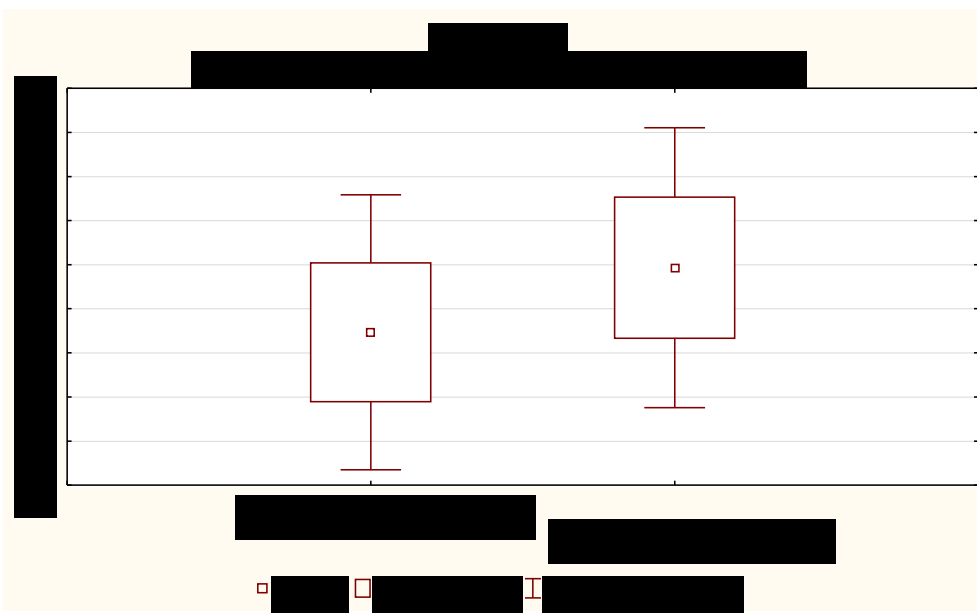
Z tabulky 1 je patrné, že byl nalezen statisticky významný rozdíl u následujících proměnných: TUG ($p=0,001<0,05$) - čas chůze před terapií a po terapii se v průměru snížil o 0,7 s, dále byla zvýšena rychlost chůze o 0,07 km/h ($p=0,006<0,05$) a délka kroku neparetické dolní končetiny se zvýšila o 2,8 cm. Na hladině významnosti 0,05 bylo tedy na základě terapie VR prokázáno snížení hodnot TUG, zvýšení hodnot rychlosti a zvýšení délky kroku neparetické končetiny. V případě TUG bylo toto snížení s 95 % spolehlivostí v intervalu (0,36 ; 1,14). Rychlost se zvýšila s 95 % spolehlivostí o (0,02 ; 0,12) a délka kroku neparetické dolní končetiny se zvýšila s 95 % spolehlivostí v intervalu (0,77 ; 4,82). U ostatních parametrů nebyl nalezen statisticky významný rozdíl.

V následujících grafech jsou znázorněny statisticky významné změny ve výše zmíněných třech parametrech. Každý z grafů pojednává o jednom z parametrů před terapií a následně po terapii. Parametry, u kterých výsledek nevyšel statisticky významně, se nacházejí v Příloze 3.



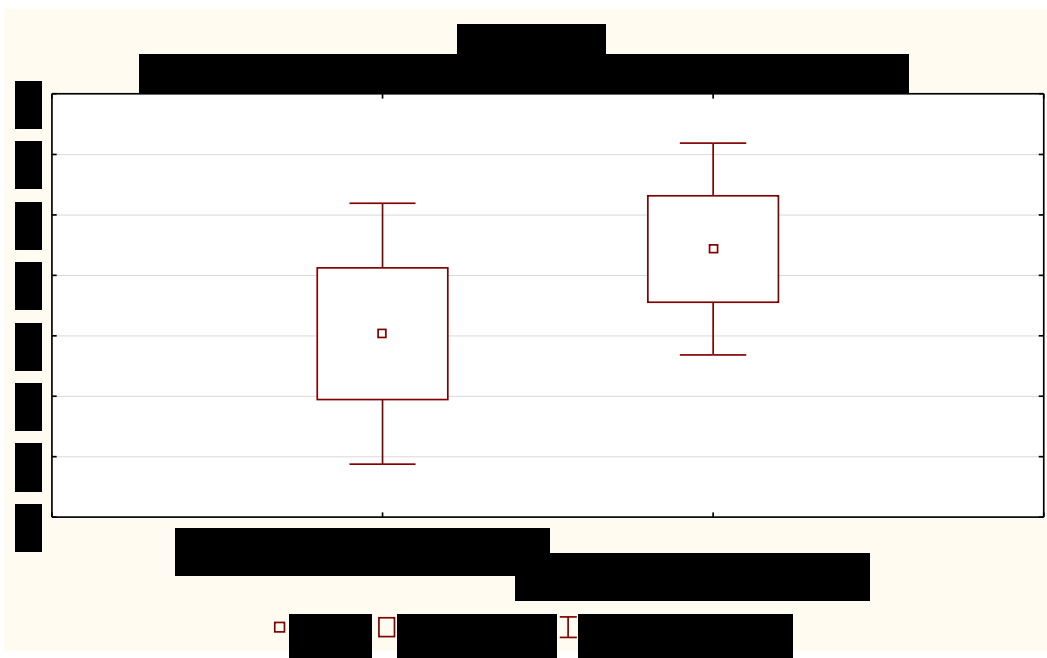
Obrázek 1 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty testu Timed Up and Go před terapií s využitím virtuální reality a po této terapii.

Legenda: TUG = Timed Up and Go test; VR = virtuální realita; SmCh = směrodatná odchylka.



Obrázek 2 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty rychlosti chůze na přístroji Zebris FDM-T před terapií s využitím virtuální reality a po této terapii.

Legenda: VR = virtuální realita; SmCh = směrodatná odchylka.



Obrázek 3 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty délky kroku neparetické dolní končetiny při chůzi na přístroji Zebris FDM-T před terapií s využitím virtuální reality a po této terapií.

Legenda: nepar. = neparetické; DK = dolní končetina; VR = virtuální realita; SmCh = směrodatná odchylka.

4.2 Výsledky hypotézy H₀₂

H₀₂: Neexistuje statisticky významný efekt terapie s využitím **RR** na měřené parametry chůze u pacientů po CMP.

Vzhledem k celkovým výsledkům měření, kdy nebyl nalezen statisticky významný rozdíl u všech měřených parametrů (viz tabulka 2), nelze nulovou hypotézu zamítnout. Nulovou hypotézu tedy přijímáme a zamítáme alternativní.

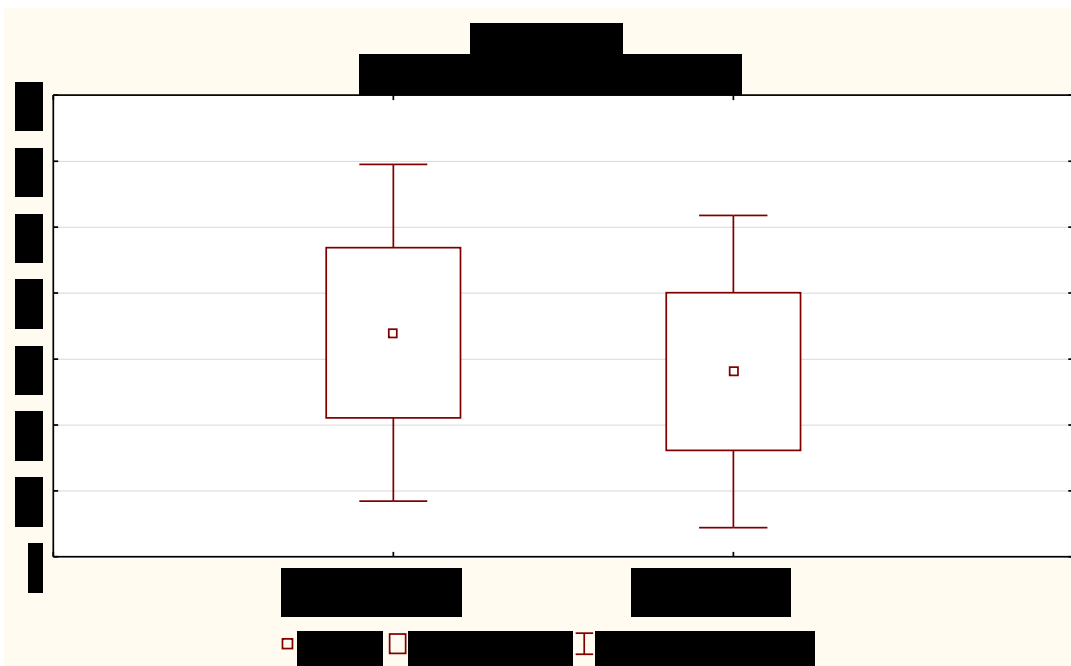
Tabulka 2 Výsledky hypotézy H₀₂ (před terapií s využitím RR a po terapií s využitím RR)

Proměnná	Průměr		Sm. odchylka		Test	p	Interval spolehlivosti (před-po)
	před	po	před	po			
TUG [s]	12,4	11,8	5,0	4,7	T	0,017	(0,12 ; 1,06)
10M-walk [s]	6,4	5,9	2,4	2,2	T	0,008	(0,14 ; 0,76)
Rychlost [km/h]	1,01	1,07	0,36	0,35	T	0,027	(-0,10 ; -0,01)
Délka par. [cm]	28,6	30,8	14,9	9,9	W	0,088	-
Délka nepar. [cm]	29,5	29,5	13,9	8,1	W	0,670	-
Kadence [krok/min]	65,5	61,8	21,1	15,6	T	0,292	(-3,52 ; 10,86)
Asymetrie [cm]	8,8	2,6	10,5	2,0	W	0,006	-

Legenda: TUG = Timed Up and Go, 10M-walk = 10 meter walk test, par. = paretické, nepar. = neparetické, Sm. odchylka = směrodatná odchylka, p = hladina statistické významnosti, T = Párový t-test, W = Wilcoxonův párový test

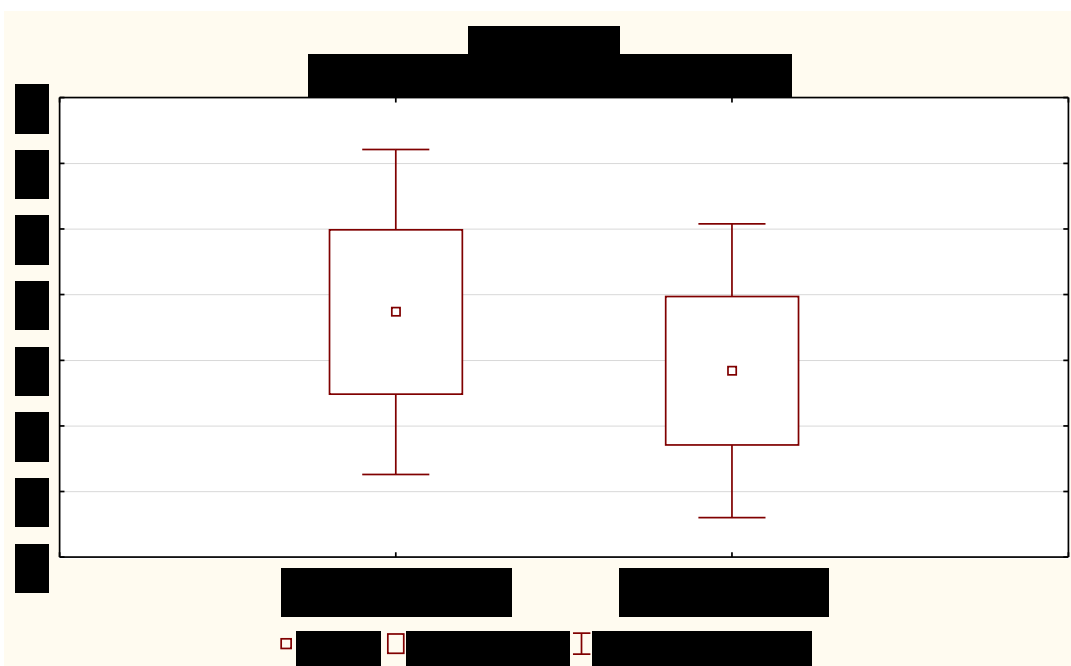
Tabulka 2 zobrazuje statisticky významné rozdíly u proměnných: TUG ($p=0,017<0,05$), kde došlo k snížení času chůze o 0,6 s, dále testu 10M-walk ($p=0,008<0,05$) – doba chůze se zkrátila o 0,5 s. Celková rychlost chůze se zvýšila o 0,06 km/h při hladině statistické významnosti ($p=0,027<0,05$). Asymetrie ($p=0,006<0,05$) délky kroku se snížila o 6,2 cm. Na hladině významnosti 0,05 bylo na základě terapie RR prokázáno snížení hodnot TUG, snížení hodnot 10M-walk, zvýšení hodnot rychlosti a snížení hodnot asymetrie. V případě TUG bylo toto snížení s 95 % spolehlivostí v intervalu (0,12 ; 1,06). Hodnoty 10M-walk se snížily s 95 % spolehlivostí o (0,14 ; 0,76). Rychlost se zvýšila s 95 % spolehlivostí o (0,01 ; 0,10). U asymetrie nebylo možné kvůli nesplněnému předpokladu normálního rozdělení interval spolehlivosti spočítat.

Dále jsou graficky znázorněné parametry, u kterých jsou výsledky statisticky významné. Každý z grafů pojednává o jednom z parametrů před terapií a následně po terapii. Parametry, u kterých výsledek nevyšel statisticky významné, se nacházejí v Příloze 4.



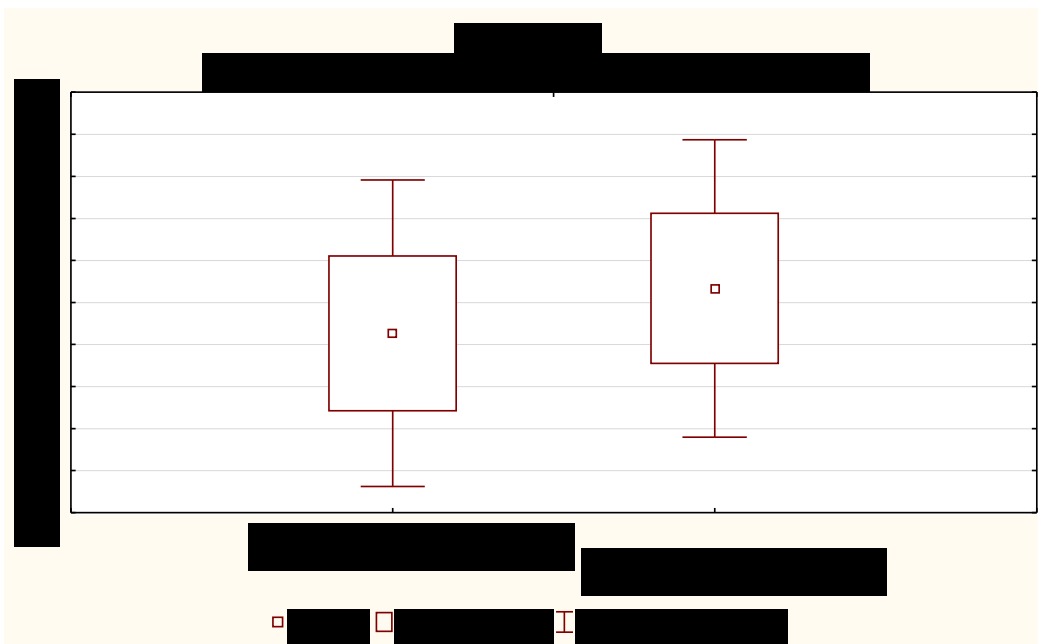
Obrázek 4 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty testu Timed Up and Go před terapií s využitím rozšířené reality a po této terapii.

Legenda: TUG = Timed Up and Go test; RR = rozšířená realita; SmCh = směrodatná odchylka.



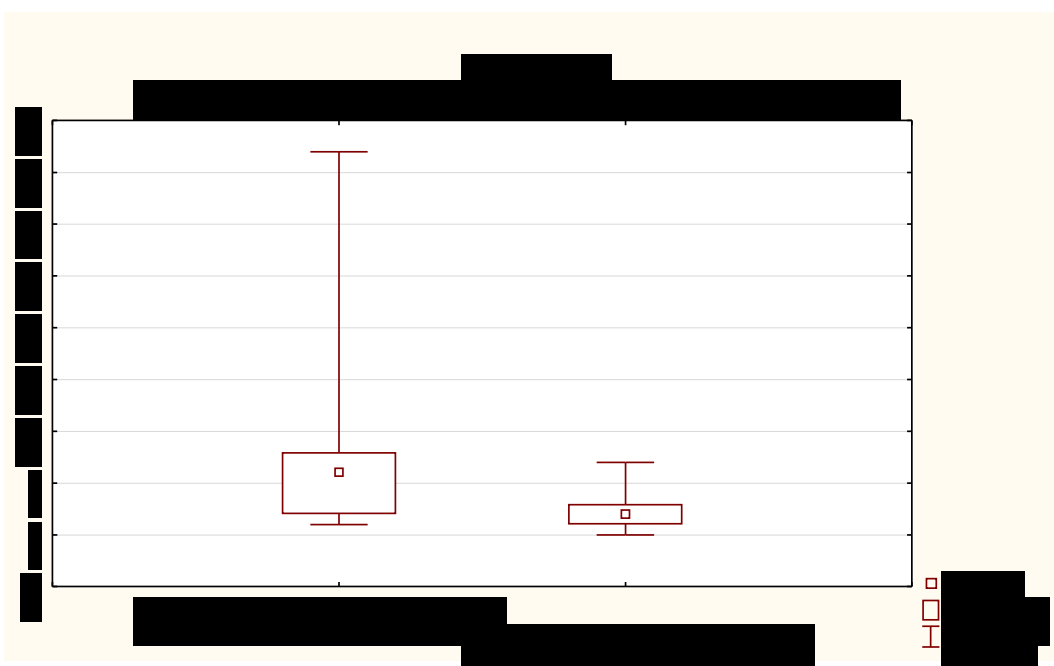
Obrázek 5 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty 10 meter walk testu před terapií s využitím rozšířené reality a po této terapii.

Legenda: 10M-walk = 10 meter walk test; RR = rozšířená realita; SmCh = směrodatná odchylka.



Obrázek 6 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty rychlosti chůze na přístroji Zebris FDM-T před terapii s využitím rozšířené reality a po této terapii.

Legenda: RR = rošířená realita; SmCh = směrodatná odchylka.



Obrázek 7 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty asymetrie délky kroku chůze na přístroji Zebris FDM-T před terapii s využitím rozšířené reality a po této terapii.

Legenda: RR = rošířená realita.

4.3 Výsledky hypotézy H₀₃

H₀₃: Neexistuje statisticky významný efekt terapie bez využití obou modalit na měřené parametry u pacientů po CMP.

Vzhledem k celkovým výsledkům měření, kdy nebyl nalezen statisticky významný rozdíl u všech měřených parametrů (viz tabulka 3), nelze nulovou hypotézu zamítnout. Nulovou hypotézu tedy přijímáme a zamítáme alternativní.

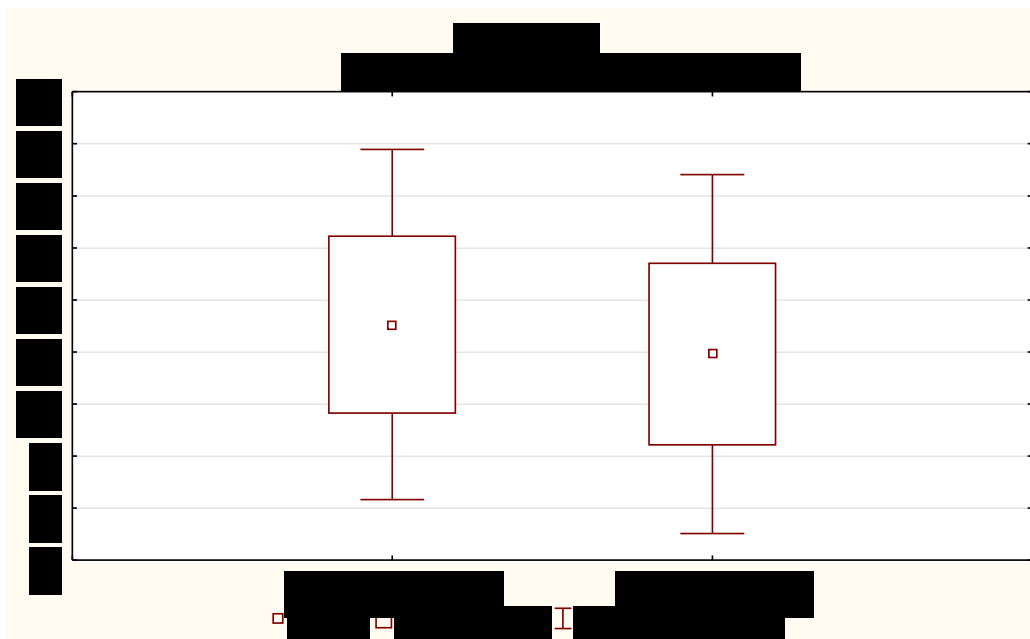
Tabulka 3 Výsledky hypotézy H₀₃ (před terapií bez modalit a po terapii bez modalit)

Proměnná	Průměr		Sm. odchylka		Test	p	Interval spolehlivosti (před-po)
	před	po	před	po			
TUG [s]	10,8	10,5	3,1	3,2	T	0,008	(0,09 ; 0,48)
10M-walk [s]	5,7	5,6	1,6	1,6	T	0,568	(-0,13 ; 0,22)
Rychlost [km/h]	1,05	1,10	0,39	0,45	W	0,043	-
Délka par. [cm]	30,7	29,5	13,7	9,5	T	0,544	(-2,87 ; 5,18)
Délka nepar. [cm]	28,6	28,8	13,3	10,1	T	0,930	(-5,82 ; 5,36)
Kadence [krok/min]	66,5	66,2	20,8	16,9	T	0,918	(-6,06 ; 6,67)
Asymetrie [cm]	5,3	3,2	8,7	2,0	W	0,689	-

Legenda: TUG = Timed Up and Go, 10M-walk = 10 meter walk test, par. = paretické, nepar. = neparetické, Sm. odchylka = směrodatná odchylka, p = hladina statistické významnosti, T = Párový t-test, W = Wilcoxonův párový test

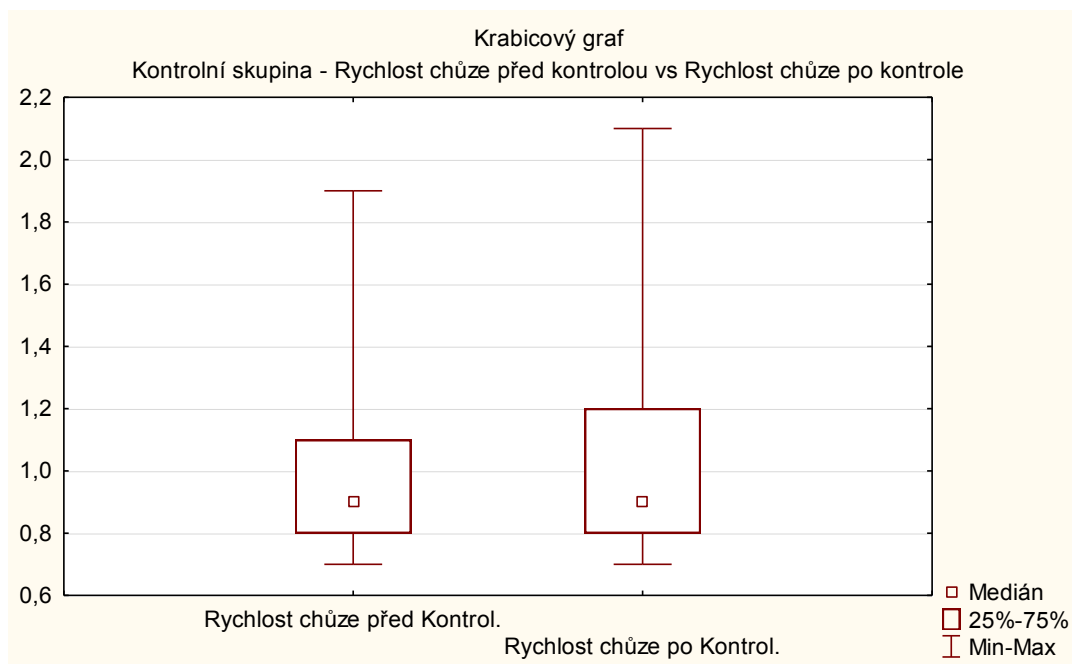
V tabulce 3 jsou zobrazeny statisticky významné rozdíly kontrolní skupiny u proměnné TUG (p=0,008) – čas chůze byl snížen o 0,3 s. Dále u rychlosti (p=0,043), kde došlo ke zvýšení rychlosti o 0,05 km/h. Na hladině významnosti 0,05 bylo pro kontrolní skupinu prokázáno snížení hodnot TUG (dle 95% intervalu spolehlivosti o (0,09 ; 0,48)) a zvýšení hodnot rychlosti.

Níže jsou umístěné Krabicové grafy, ve kterých jsou zobrazeny výsledky statisticky významné. Každý z grafů pojednává o jednom z parametrů před terapií a následně po terapii. Parametry u kterých výsledek nevyšel statisticky významné, se nacházejí v Příloze 5.



Obrázek 8 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty testu Timed Up and Go před terapií bez využití obou výše zmíněných modalit a po této terapii.

Legenda: TUG = Timed Up and Go test; kontrol. = kontrolní skupina; SmCh = směrodatná odchylka.



Obrázek 9 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty rychlosti chůze na přístroji Zebris FDM-T před terapií bez využití obou modalit.

Legenda: TUG = kontrola = kontrolní skupina; SmCh = směrodatná odchylka.

4.4 Výsledky hypotézy H₀₄

H₀₄: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi efektem terapie s využitím VR, RR a efektem terapie bez těchto modalit na měřené parametry chůze u pacientů po CMP.

Vzhledem k celkovým výsledkům měření, kdy nebyl nalezen statisticky významný rozdíl u všech měřených parametrů (viz tabulka 4), nelze nulovou hypotézu zamítnout. Nulovou hypotézu tedy přijímáme a zamítáme alternativní.

Vliv terapie byl porovnáván na základě rozdílů jednotlivých proměnných před a po terapii. Z důvodu lepší interpretace byl rozdíl spočítán tak, aby ve výsledném efektu převládala kladná čísla. V závislosti na očekávaný pozitivní výsledek zvýšením hodnot po terapii byl upraven způsob výpočtu rozdílu u sledovaných parametrů (rychlost, délka par., délka nepar. a kadence) na rozdíl po a před terapii.

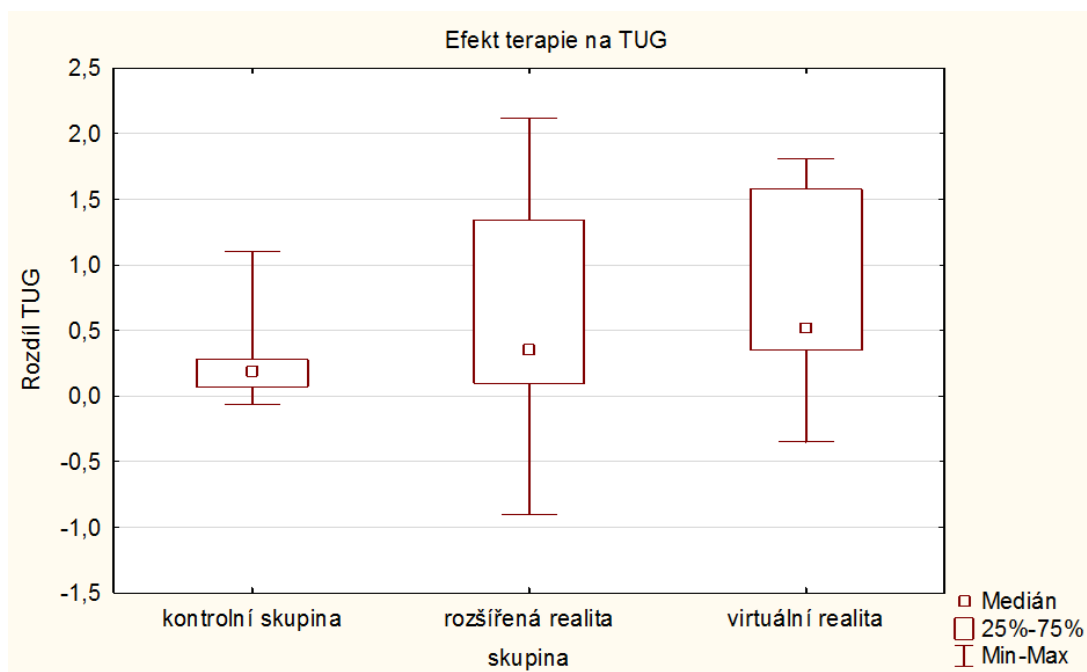
Tabulka 4 Výsledky hypotézy H₀₄ (Mnohonásobné porovnávání: p-hodnota a pořadové charakteristiky)

Proměnná	skupina	min	dolní kvartil	medián	horní kvartil	max	test	p-hodnota
TUG	kontrola	-0,06	0,07	0,19	0,28	1,10	M	0,029
	RR	-0,90	0,10	0,36	1,34	2,12		
	VR	-0,35	0,35	0,52	1,58	1,81		
10M-walk	kontrola	-0,40	-0,12	0,01	0,25	0,49	KW	0,080
	RR	-0,31	0,14	0,36	0,78	2,01		
	VR	-1,3	-0,24	0,14	0,38	1,52		
Rychlost	kontrola	0	0	0	0,1	0,2	KW	0,631
	RR	0	0	0	0,1	0,3		
	VR	0	0	0,1	0,1	0,3		
Délka par.	kontrola	-13	-4	0	3	11	KW	0,172
	RR	-28	-1	5	8	15		
	VR	-16	0	2	4	11		
Délka nepar.	kontrola	-25	-2	1	3	17	KW	0,306
	RR	-32	-1	-1	5	19		
	VR	-4	1	3	4	9		
Kadence	kontrola	-20	-3	3	7	15	A	0,701
	RR	-34	-14	-4	7	16		
	VR	-21	-7	-1	5	14		
Asymetrie	kontrola	-5	-2	0	1	30	M	0,014
	RR	-2	0	2	6	34		
	VR	-3	0	1	1	6		

Legenda: TUG = Timed Up and Go, 10M-walk = 10 meter walk test, par. = paretické, nepar. = neparetické, p = hladina statistické významnosti, T = Párový t-test, W = Wilcoxonův párový test, A=ANOVA, M=Mediánový test, KW=Kruskal-Wallisův test

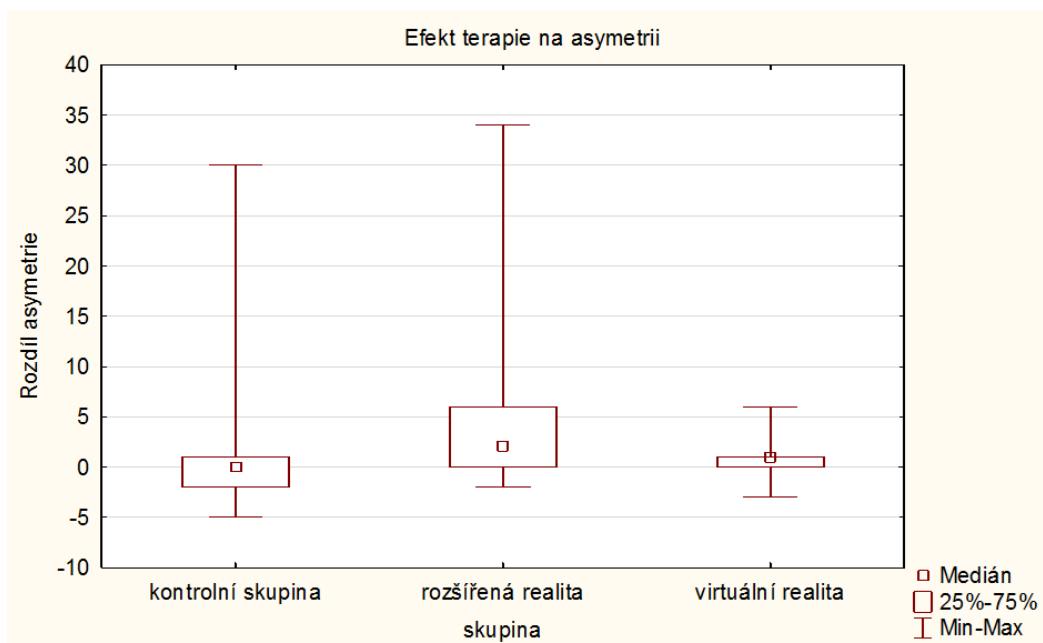
V tabulce 4 hodnotící významnost rozdílů mezi dvěma způsoby terapie a kontrolní skupinou vidíme, že výsledný efekt vyšel statisticky významný pro proměnné TUG (p=0,029)

a asymetrie ($p=0,014$). Pro tyto proměnné byly provedeny post-hoc testy založené na vícenásobném porovnání průměrného pořadí. Komentáře k těmto proměnným jsou uvedeny pod příslušnými grafy.



Obrázek 10 Krabicový graf zobrazující porovnání efektu terapie všech tří skupin na chůzový test Timed Up and Go.

U proměnné TUG je z grafu patrné, že pozorovaný efekt byl u terapie rozšířené reality (RR) a virtuální reality (VR) vyšší než u kontrolní skupiny. Kromě toho, že byl vyšší, byl také variabilnější, o čemž svědčí větší mezikvartilové rozpětí. Na základě post-hoc testů se však nepodařilo prokázat, že by kterákoli z terapií měla statisticky významně vyšší efekt než kontrolní skupina. Pro porovnání rozšířené reality a kontrolní skupiny vyšla p-hodnota ($p=0,500$) a pro porovnání virtuální reality a kontrolní skupiny ($p=0,097$). Je to především z toho důvodu, že mediány efektů obou terapií nebyly výrazně vyšší než pro kontrolní skupinu. Z variability je však patrné, že nemalé části pacientů tyto terapie výrazně pomohly. Horní kvartil u RR byl vyšší než maximum u kontrolní skupiny, tj. minimálně čtvrtina probandů pocítila na základě terapie RR větší efekt než všichni probandi z kontrolní skupiny. U terapie VR byl rozdíl horního kvartilu od maxima kontrolní skupiny ještě vyšší. Nabízí se tedy závěr, že terapie RR a VR statisticky významně vyšší efekt na proměnnou TUG sice negarantují (viz medián), ale slušný podíl probandů výraznou změnu zaznamená.



Obrázek 11 Krabicový graf zobrazující porovnání efektu terapie všech tří skupin na asymetrii délky kroku obou dolních končetin.

U asymetrie byl dle mediánu a dolního kvartilu zaznamenán velmi podobný efekt u VR a kontrolní skupiny. RR měla ve srovnání s VR a kontrolní skupinou vyšší hodnoty jak mediánu, tak horního kvartilu. Post-hoc test ohodnotil rozdíl mezi kontrolní skupinou a terapií RR p-hodnotou ($p=0,042$). Na hladině významnosti ($p=0,05$) tedy byl prokázán vyšší efekt terapie RR na asymetrii ve srovnání s kontrolní skupinou. Rozdíl mezi terapiemi VR a RR nebyl prokázán jako statisticky významný ($p=0,31$).

Krabicové grafy parametrů, které nevyšly staticky významné, jsou zobrazeny v Příloze 6.

5 Diskuze

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda existuje rozdíl mezi tréninkem chůze pomocí virtuální reality, rozšířené reality a běžným tréninkem na chodícím pásu u pacientů po CMP. Pro práci byli vybráni pacienti s maximální dobou 40 dní od iktu, bez vizuálního deficitu a bez kognitivního deficitu. Další podmínkou byla schopnost ujít 10 m bez opěrných pomůcek. V práci byly hodnoceny dva klinické testy chůze (TUG a 10M-walk test) a 5 parametrů chůze (rychlost chůze, kadence, délka kroku neparetické dolní končetiny, délka kroku paretické dolní končetiny a asymetrie délky kroku).

Pro testování a následnou terapii pacientů ve všech třech skupinách byl použit přístroj Zebris FDM-T Treadmill. Výsledky testování pro jednotlivé pacienty byly převedeny do tréninkového režimu, kde byly upraveny tak, aby byla délka kroku symetrická. Následně byl spuštěn trénink. Po tréninku proběhlo nové testování, které ukázalo výsledek terapie. Pro přehlednost je diskuze rozdělena dle hypotéz práce a v poslední kapitole se zabývá přínosem a limity práce.

5.1 Diskuze k hypotéze H₀₁

Výsledky testování první skupiny (VR) hypotézu negují ve prospěch alternativní, protože se neukázalo, že by všechny parametry byly významně ovlivněny. K zamítnutí nulové hypotézy došlo, protože nebyla prokázána dostatečná změna u všech pozorovaných parametrů. Nicméně při pohlednutí na testované parametry jednotlivě, zjišťujeme i pozitivní výsledky v parametrech testu TUG, v rychlosti chůze a v délce kroku neparetické dolní končetiny. Tyto tři parametry ukazují větší stabilitu při chůzi, lepší rozložení váhy a větší zatížení paretické dolní končetiny. Právě test TUG je jedním z nejrozšířenějších testů, které se obecně používají ve všech studiích, které se zabývají chůzí pacientů po cévní mozkové příhodě. Virtuální realitou u pacientů po CMP, ale také u jiných diagnóz, se zabývá studie od Shema et al. (2014, pp. 1319-1326). Tato studie zkoumá trénink chůze za pomoci virtuální reality v simulovaném prostředí a následně pozoruje adaptaci probandů, v jejich domovském prostředí. Z výsledků je patrné, že průměrná doba pro dokončení TUG se snížila o 10,3 %, z 15,33 sekund na 13,47 sekund, což ukazuje na významné snížení rizika pádu. Výstupní testování studie probíhalo po 15 tréninkových jednotkách. Výstupní měření pacientů v této diplomové práci probíhalo v návaznosti na jednu terapii. Průměrná doba pro TUG se snížila o

0,7 s, což oproti studii zmíněné výše je malé zlepšení. Velkou roli zde pravděpodobně hraje počet terapií, nicméně lze dokázat, že i jedna terapie má na tento test pozitivní vliv. Stejně tak můžeme pozitivně zhodnotit posun i u dalších parametrů. Corbetta et al. (2015, pp. 117-124) hodnotili mobilitu pomocí testu TUG v pěti studiích. V těchto studiích nahradili běžnou rehabilitaci za terapii pouze s využitím VR, doba celkového působení byla shodná s klasickou rehabilitací. U pacientů se významně zlepšila mobilita, s průměrným rozdílem 2,3 s. Je tedy zjevné, že terapie na chodícím pásu s přidanou VR má na pacienty velice příznivý vliv z hlediska mobility a stability. Pouze Barcala et al. (2013, pp. 1027-1032), Rajaratnam et al. (2013, pp. 1-6) a Hung et al. (2014, pp. 1629-1637) ve svých studiích tento pozitivní efekt neprokázali, ale bylo to dáno velkou heterogenitou účastníků výzkumu.

Rychlost chůze je dalším parametrem, používaným v široké škále studií, který je schopný přiblížit kvalitu chůze. Dle Shema et al. (2014, pp. 1319-1326) je rychlejší chůze ukazatelem větší stability u pacientů po CMP, vzhledem k faktu, že právě pocit stability je potřebný na to, aby pacient zvolil rychlé tempo. Schopnost rychlejší chůze je důležitá ke každodennímu životu. Pomalejší chůze například znemožňuje přecházení cesty přes přechod pro chodce a další běžné aktivity v sociálním životě. Výsledné měření diplomové práce prokázalo zvýšení rychlosti chůze o 0,07 km/h. Vzhledem k získaným datům vyšlo toto zvýšení jako statisticky významné. V již zmíněné studii od Shema et al. (2014, pp. 1319-1326) statistická významnost tohoto parametru nebyla prokázána, ale jiné studii poukazují na opak. Corbetta et al. (2015, pp. 117-124) popisují výsledky rychlosti chůze ze sedmi studií a převedli je na stejnou jednotku měření (m/s). Nahrazení některých standardních postupů rehabilitací s využitím VR terapie (při zachování stejné doby intervence), významně zlepšilo rychlost chůze s průměrným rozdílem 0,15 m/s. Tři ze sedmi studií měřily rychlost chůze i po skončení intervenčního období a bylo prokázáno udržení účinku po dobu 1 až 3 měsíců, s průměrným rozdílem 0,12 m/s. Morone et al. (2014, pp. 1-6) měřili rychlost chůze na vzdálenost 10 m, ale uváděli výsledky pouze jako procentuální zlepšení. Popisují, že na konci čtyřtýdenního období intervence se rychlost chůze zvýšila o 35 % oproti prvnímu testování. Jeden měsíc po ukončení intervence došlo k dalšímu zlepšení o 6 %.

Další pozorovanou položkou byl u této hypotézy 10M-Walk test. Průměrná doba, za kterou byli pacienti schopni deset metrů v tomto testu ujít, se ve výstupním testování nezměnila oproti vstupnímu vyšetření. Naproti tomu studie J.M. de Rooij et al. (2016, pp. 1905-1918) potvrdila úplný opak. V souhrnu studií, kterými se kolektiv autorů zabýval, došlo při 10M-Walk testu k snížení průměrné doby. Terapie probíhala v delším časovém horizontu, tudíž se dá předpokládat, že pacienti měli možnost se na tento test adaptovat a tím došlo

k lepším výsledkům. Při měření v diplomové práci byl povel pro tento test při každém testování stejný, proto se při krátké době terapie nestačil změnit komfortní pocit pacientů při chůzi. Rychlost tedy pacienti zvolili při vstupním i výstupním testování stejnou.

Výsledky této hypotézy diplomové práce dále udávají prodloužení délky kroku neparetické dolní končetiny. Průměrné prodloužení kroku se zvýšilo o 2,8 cm, což se ukázalo jako statisticky významné. Družbicki et al. (2016, pp. 41-48) udávají statistické významné zvýšení symetrie v zatížení obou dolních končetin při tréninku s vizuálním feedbackem. Při chůzi se pak délka kroku neparetické dolní končetiny zvýšila ($p = 0.026$) ve prospěch zvýšení symetrie kroku. Ve studii rozebírají i dostatečné přenášení váhy, které souvisí právě se schopností zatížit obě dolní končetiny stejnou vahou. Dostatečné přenášení váhy na paretickou dolní končetinu pak vede k zvýšení délky kroku neparetické dolní končetiny. To potvrzuje výsledek s neparetickou dolní končetinou v této diplomové práci, ale zde se nepodařil prokázat dostatečně významný posun ve snížení asymetrie kroku u pacientů po CMP. Stejně jako v naší diplomové práci se i studie Park et al. (2013, pp. 489-494) zabývá parametry délky kroku. Zde se udává minimální změna při měření po prvních terapiích. K podstatné změně došlo až v delším časovém horizontu, kdy terapie probíhala více než měsíc. Tento výsledek byl prokázán právě u neparetické dolní končetiny ve skupině s VR terapií. Pro přesnější data byla vyhledána i meta-analytická studie od Gibbons et al. (2016, pp. 440-457). Tato studie porovnála výsledky mnoha podobných výzkumů na téma VR terapie a chůze pacientů po CMP a výsledky ukázaly v dlouhodobějším horizontu významné prodloužení dvojkroku a kroku neparetické dolní končetiny. Další signifikantní parametr, který uvádějí je rychlost, se kterou se zvýšila prokazatelně i kadence. Tak jako se průměrná asymetrie délky kroku mezi dolními končetinami v diplomové práci snížila, tak se snížila i kadence. Ani jedna změna z těchto parametrů nevyšla statisticky významně. Snížení kadence, i když nedostatečně významné, se dá vysvětlit prodloužením délky kroku dolních končetin. Prodloužení nastalo i u paretické dolní končetině, ale tento výsledek není signifikantní. Již výše zmíněné zvýšení rychlosti chůze není natolik velké, aby převýšilo prodloužení kroku dolních končetin, proto došlo k mírnému snížení kadence.

5.2 Diskuze k hypotéze H₀₂

Ve skupině s terapií využívající rozšířenou realitu byly stopy, které vedly pacienta k symetričtější chůzi přenášeny skrze dataprojektor přímo na pás. Jedná se tedy o promítání do reálného prostředí po celé délce pásu. Pacient tak dopředu vidí, zda se k němu blíží nějaká překážka, nebo v našem případě stopy, do kterých musí při chůzi došlapovat. Hodnota vizuálního podnětu mezi jinými typy sensorické zpětné vazby byla již popsána v práci Martina et al. (1962, pp. 261-276). Ten navrhl, že umístění vizuálních podnětů by mělo být kolmo ke směru chůze a rozstup jeden krok od sebe. To se ukázalo jako nejúčinnější z podnětů pro zlepšení chůze u pacientů s neurologickým deficitem. Rozšířenou realitu si obecně zalíbilo větší množství probandů. To si vysvětlujeme tím, že zkoumaná osoba vidí, co ji čeká v reálných podmínkách a kdy přijde překážka nebo kognitivní úkol. U této hypotézy jsme stejně jako v přechodí hypotéze použili pro hodnocení chůze dva chůzové testy TUG a 10M-Walk test a další parametry vyhodnotil přístroj Zebris FDM-T Treadmill.

První použitý test, který hodnotil změnu rychlosti a rovnováhy byl TUG. Při měření po jedné terapii bylo dosaženo signifikantního rozdílu oproti testování před terapií. Došlo ke snížení průměrné doby, kterou pacienti potřebovali k dokončení tohoto testu. Z 12,4 s se doba snížila na 11,8 s, tedy o 0,6 s. Tento výsledek potvrzuje Lee et al. (2014, pp 51-57), kde se podařilo v průměru snížit dobu z 24,8 na 20,1 s, tedy o 4,7 s. Terapie probíhala čtyři týdny a tento výsledek byl ve studii značen jako statisticky významný ($p=0,011$). Při použití tohoto typu vizuálního vedení se i v práci Heerena et al. (2013, pp. 616-622) ukázaly výsledku TUG testu, po šesti týdnech terapie, jako pozitivní. Po šesti týdenní terapii na přístroji C-Mill, došlo proti vstupnímu vyšetření k snížení v průměru o 1,5 s. V obou dvou studiích popisují snížení doby potřebné k vykonání testu TUG jako ukazatel zvýšení rovnováhy při chůzi. Toto se potvrzuje zlepšením bodového hodnocení Berg Balance scale v obou studiích. Díky tomu můžeme usuzovat, že snížení doby TUG v diplomové práci také poukazuje na zlepšení stability pacientů při chůzi.

Dalším klinickým testem použitým při testování této hypotézy je 10M-Walk test. V tomto testu se taktéž ukázalo statisticky významné snížení doby, kterou pacienti potřebovali k překonání vzdálenosti 10 m. Z původních 6,4 s se doba snížila na 5,9 s. Rozdíl 0,5 s se na první pohled nezdá být velkým, ale po jedné terapii je dostatečně významný ($p=0,008$). V tomto parametru se také shoduje studie Heerena et al. (2013, pp. 616-622), která udává snížení doby o 1,1 s. Výsledek 1,1 s po dlouhodobé terapii ukazuje, že údaj v diplomové práci

0,5 s je opravdu významný vzhledem k tomu, že proběhla pouze jedna terapie. Pro další porovnání se již nepodařilo najít více studií, které by pojednávaly o tomto testu.

Tak jako u VR vyšel parametr rychlosti významně, tak i pro terapii s využitím RR se v diplomové práci ukázal výsledek signifikantní. Při porovnání dat před a po terapii se ukázala chůze statisticky významně rychlejší. Z původní rychlosti 1,01 km/h se po terapii rychlost chůze zvýšila na 1,07 km/h. Zrychlení po jedné terapii tedy vyšlo o 0,06 km/h ($p=0,027$). Abychom tuto skutečnost mohli porovnat se studii, je potřeba převést údaj na jednotku v cm/s, protože takto jsou tam uvedeny. Vyjde nám tedy zrychlení o 1,6 cm/s. Jak je již uvedeno u předchozí hypotézy, jedna terapie je krátká doba na to, aby došlo k velké změně v pocitu komfortu při chůzi. Rychlost byla vždy nastavena, tak aby se v ní pacient cítil dobře a neměl při chůzi strach z pádu. Zde se podařilo potvrdit zvýšení rychlosti u většiny pacientů, a proto můžeme udávat tento výsledek jako statisticky významný. Po čtyřtýdenní terapii, kterou prováděli Lee et al. (2014, pp 51-57), je již patrné výraznější zvýšení tohoto parametru. Z původní rychlosti 45,2 cm/s se po terapii chůze dostala na rychlost 62,1 cm/s. K zrychlení tedy došlo o 16,9 cm/s. Tento výsledek nám potvrzuje i studie Ooijen, et al. (2015, pp. 1007-1018). Zde byla studie převážně zaměřena na schopnost překračovat překážky s postupnou variací doby a rychlosti jakou se za sebou překážky objevovaly. Tato studie využívá RR na přístroji C-Mill. V průběhu tréninku také došlo k zvýšení stability a úpravy délky kroku, což mělo a následek většího pocitu bezpečí, a proto bylo pacientům schopni svou rychlost chůze postupně zvýšit. Toto zvýšení se také ukázalo jako signifikantní.

Poslední parametr, který se podařilo statisticky významně v této diplomové práci ovlivnit byla asymetrie délky kroku. Z původního rozdílu mezi délkami kroku 8,8 cm, se asymetrie snížila na 2,6 cm. Rozdíl je tedy 6,2 cm ($p=0,006$) a tento výsledek je jeden z nejvýraznějších v této diplomové práci. Studie Lee et al. (2014, pp. 51-57) se přímo nezabývala asymetrií délky kroku, nicméně udává zde signifikantní zlepšení délky kroku, jak u paretické dolní končetiny, tak u neparetické dolní končetiny. Z těchto údajů si však můžeme asymetrii odvodit. Před terapií byla asymetrie v průměru 1,6 cm a po terapii je rozdíl mezi oběma dolními končetinami 0,2 cm. Je zde posun o 1,4 cm a výsledná chůze po celé intervenci je téměř symetrická. Tento fakt potvrzuje výsledky diplomové práce. Studii, která se zabývá přímo asymetrií chůze, vypracovali Balasubramanian et al. (2007, pp. 43-49). Zde se řeší vztah mezi rychlostí chůze, délkou kroku a výslednou asymetrií u pacientů s hemiparézou. V této studii zjistili, že nemusí být přímý vztah mezi asymetrií kroku a rychlostí v počátku terapie. Nicméně v průběhu intervence spolu tyto dva parametry úzce souvisí. Pokud se pacientovi podaří svojí chůzi upravit tak, aby se jeho rychlost chůze zvýšila,

pak se upravuje i délka kroku obou dolních končetin. Ve většině případů to bylo v prospěch snížení asymetrie délky kroku. Pokud se od začátku terapie zaměříme výhradně na úpravu délky kroku paretické a neparetické dolní končetiny, může dojít v začátku intervence k mírnému snížení rychlosti, nicméně v dlouhodobém měřítku se rychlost zvýší. Toto jeví se viditelný i v této diplomové práci již po jedné terapii s využitím RR. Oba tyto parametry se významně zvýšily.

Další parametry jako je délka kroku paretické dolní končetiny a neparetické dolní končetiny nebo kadence již nevykazují v této práci dostatečně statisticky významné změny. Rozdíl oproti VR intervenci je v opačném výsledku chování obou dolních končetin. Ve vizuálně vedené terapii v reálném prostředí se podařilo pozitivně upravit délku kroku paretické dolní končetiny. Paretická dolní končetina se tak přiblížila k délce neparetické a díky tomu nám vyšlo významné snížení asymetrie kroku. Parametr kadence se mírně snížil ve prospěch prodloužení kroku. Ve studii Lee et al. (2014, pp 51-57) došlo také k úpravě délky kroku a snížení asymetrie, nicméně zde se prodloužily délky kroku obou dolních končetin a díky dlouhodobé terapii se i významně zvýšila rychlost chůze. Což oproti diplomové práci vedlo ke zvýšení kadence.

5.3 Diskuze k hypotéze H₀₃

Ve třetí hypotéze jsme se zaměřili na terapii chůze na chodícím páse bez RR a VR rozšíření. Terapie byla provedena stejně jako ve dvou předešlých skupinách na přístroji Zebris FDM-T Treadmill, pro naměření stejných parametrů. Chůze na páse byla ovlivněna pouze slovním vedením terapeuta, nikoliv žádným jiným rozšířením, které přístroj umožňoval. Podobala se tedy terapii, kterou lze provádět na jakémkoliv chodícím páse. U každého pacienta se nejprve provedlo testování klinických chůzových testů, následně měření na přístroji Zebris, poté provedení terapie a konečné zopakování měření. Tuto skupinu jsme označili jako kontrolní.

Prvním výsledkem, který se dostatečně významně změnil po terapii se ukázal v testu TUG. Z původních 10,8 s, za které pacienti dokončili tento test, se doba snížila na 10,5 s. Došlo tedy ke zrychlení o 0,3 s ($p=0,008$). K významnému snížení doby u TUG testu dospěli i ve studii Družbicki et al. (2015, pp. 419-425), kde došlo ke snížení z původních 18,6 s na výsledných 14,4 s. V této studii prováděli intenzivní terapii každý den po dobu dvou týdnů. Po této době je tedy výsledek snížení doby potřebné k zvládnutí TUG testu 4,2 s ($p=0,0001$).

V další studii od Bonnyaud et al. (2015, pp. 477-483), která potvrzuje výsledek diplomové práce se doba TUG testu změnila z 8,7 s na 8,2 s po pěti týdenní terapii. Doba TUG testu se snížila o 0,5 s.

Dalším významně pozitivním parametrem byla rychlost chůze, která se měřila přímo na přístroji Zebris. Postupně se tato rychlost zvýšila z 1,05 km/h na 1,1 km/h. Po jedné terapii tedy došlo k zvýšení o 0,05 km/h ($p=0,043$). Pro lepší porovnání s ostatními studiemi došlo po převodu na stejnou jednotku ke zrychlení o 0,013 m/s. O 0,06 m/s došlo ke zrychlení chůze ve studii Mehrholz et al. (2017, pp. 5-15), která v sobě obsahuje více studií a vytváří tak meta-analytickou studii, kde se spojují výsledky několika týdenních tréninků chůze. Díky tomu je opravdu vidět, že má chodící pás velký vliv na zrychlení chůze u pacientů po CMP, a to jak už v krátkém časovém úseku tak i při dlouhodobější terapii. Tento výsledek můžeme taktéž pozorovat v intenzivnější dvoutýdenní terapii ve studii Lau et al. (2011, pp. 709-713), kde se rychlost zvýšila z 0,28 m/s na 0,64 m/s. Rychlost se zvýšila o 0,34 m/s.

U testu 10M-Walk a dalších parametrů v diplomové práci došlo k mírnému zlepšení. Doba potřebná k překonání 10 m v 10M-Walk testu se snížila, délka kroku paretické dolní končetiny se snížila, naproti tomu krok neparetické dolní končetiny se prodloužil, čímž se snížila asymetrie délky kroku. A podobně jako u dvou předešlých hypotéz, tak i u kadence došlo k mírnému snížení hodnot. Výsledky parametrů v tomto odstavci však nevyšly dostatečně statisticky významné.

5.4 Diskuze k hypotéze H₀₄

Tato hypotéza řeší vztah mezi výsledky měření všech tří testovaných skupin. Tyto výsledky byly porovnány mezi sebou, pro zjištění, zda má terapie prováděná v těchto skupinách větší vliv na některý ze zkoumaných parametrů. Při statistickém zpracování nám vyšly významné korelace mezi testem TUG a parametrem asymetrie délky kroku mezi jednotlivými skupinami.

Pro TUG test se ukázalo, že snížení doby u terapie s VR a RR bylo znatelnější než u kontrolní skupiny. Tento výsledek byl také variabilnější s větším mezikvartilovým rozpětím viz obrázek 10. Při dalším vyhodnocení pomocí post-hoc testu se však nepodařilo prokázat, že by VR a RR měly statisticky významně větší efekt na TUG test než terapie v kontrolní skupině. Jak se již uvádí ve výsledcích, mediány efektů terapií nebyly dostatečně rozdílné, ale z variability je patrné, že nemalé části pacientů tyto terapie výrazně pomohly. Dá se tedy

říct, že terapie VR a RR negarantují vyšší efekt než u kontrolní skupiny, ale je zde velká pravděpodobnost, že na velkou část pacientů mít větší vliv bude, protože u velké části pacientů k tomu efektu došlo. Podobných výsledků dosáhli i ve studii od Družbicki et al. (2016, pp. 41-48). Zde také došlo k většímu snížení doby pro vykonání TUG testu po terapii s využitím VR oproti kontrolní skupině. Nicméně ani v této studii se nepodařilo prokázat statisticky významný rozdíl mezi výsledky těchto skupin. Ani ve studii Gibbons et al. (2016, pp. 440-457), která shrnuje výsledky podobných studií, se nepodařilo prokázat vyšší efekt VR skupiny oproti kontrolní skupině. Lee et al. (2014, pp 51-57) potvrzují výsledek diplomové práce z hlediska RR terapie. V této studii se podařilo prokázat statisticky významné zlepšení u experimentální i kontrolní skupiny. Při porovnání těchto dvou skupin nevyšel pro experimentální skupinu s RR terapií výsledek dostatečně vyšší na to, aby byl signifikantně lepší než u kontrolní skupiny. Pomocí TUG testu byla hodnocena mobilita ještě ve dvou dalších studiích (Barcala et al., 2013, pp. 1027-1032; wet al, 2012, pp. 69-74). Skupina, která obsahovala VR terapii, signifikantně zlepšila svou mobilitu v TUG testu více než standardní rehabilitační skupina, s průměrným rozdílem 0,7 sekund. Díky těmto dvěma studiím, můžeme potvrdit, že vizuálně vedená terapie má jistě vyšší efekt, oproti kontrolní skupině, která je vedená konvenční rehabilitací na chodícím páse. Nicméně nemůžeme s jistotou tvrdit, že tohoto výsledku dosáhneme u každého pacienta. Možná pokud by terapie v diplomové práci pokračovala v delším časovém horizontu, tak by došlo k jasnějším výsledkům. Nicméně by do tohoto výsledku zasahovalo více faktorů a není jasné, zda by byl efekt opravdu způsoben pouze terapií obohacenou o přístrojové vizuální vedení v podobě VR a RR modality.

Dalším parametrem, který významně statisticky koreluje mezi VR, RR terapií a kontrolní skupinou je asymetrie délky kroku. Ze statistického vyhodnocení se ukazuje mnohem vyšší efekt RR terapie ve srovnání s kontrolní skupinou. Mezi skupinou RR a VR terapie se však nepodařilo prokázat významný rozdíl. Taktéž u VR terapie při porovnání s kontrolní skupinou nebylo zaznamenáno dostatečně významných rozdílů. S jistotou tedy pouze můžeme říct, že RR terapie měla vyšší efekt ve srovnání s kontrolní skupinou. Pro tento parametr se nepodařilo najít žádnou ze studií, která by obsahovala porovnání mezi experimentální (VR, RR terapie) a kontrolní skupinou. Žádná z vyhledaných studií ve výsledcích neukazuje porovnání experimentální a kontrolní skupiny u asymetrie délky kroku ani u délky korků paretické a neparetické dolní končetiny. Proto není možné žádnou studii výsledek této diplomové práce potvrdit ani vyvrátit.

Vliv na rozdíly výsledků terapie třech výše zmíněných skupin může mít faktor motivace. Diplomová práce tento aspekt přímo nezkoumala, nicméně výsledky těží z vyšší

soustředěnosti pacientů při viditelném úkolu experimentálních skupin. Subjektivním vnímáním terapie z pohledu pacienta se zabývá studie Törnbohm et al., (2018, pp. 5-8). Data sbírali formou dotazníků, ve kterých byl prostor i pro vlastní návrhy a invence probandů na absolvovanou terapii. Pacienti hodnotili klady, zápory a následně měli prostor pro návrhy, jak by se podle nich mohla terapie upravit. Většina probandů celkově popsala terapii jako příjemný zážitek. Vizuální vedení a simulované prostředí, které přístroj produkoval, příjemně ozvláštnily terapii. Ve srovnání s kontrolní skupinou, kterou popisovali pacienti jako především nudnou, byla terapie v experimentální skupině popisována jako velice zábavná. Pacienti, měli možnost v průběhu terapie vidět, že se cesta v průběhu mění a posouvá se dál. Bodové ohodnocení za správně provedenou chůzi a překračování překážek je vedlo k větší soutěživosti. Při dalších terapiích se pak snažili dosáhnout lepších výsledků. V dotaznících taky mockrát zaznělo, že subjektivně probíhá terapie mnohem rychleji a není jednotvárná vzhledem k různorodosti simulovaných prostředí, které se odehrávají u moře, v lese nebo na horách. Z hlediska fyzioterapeutického je velkou výhodou, že pacienti nekoukají při chůzi pod nohy, což má dobrý vliv na celkovou posturu. Také možnost chůze do kopce a z kopce, kterou přístroj poskytoval, přidává na větším přiblížení reálnému prostředí. Někteří pacienti napsali, že jejich chůze byla jistější, protože postupem času zapomněli na fakt, že chodí na chodícím páse.

5.5 Přínos pro klinickou praxi

Přínosem této diplomové práce byl prokazatelný vliv terapie s využitím virtuální a rozšířené reality shodně nejvíce v parametrech TUG a rychlosti chůze. Dále je vidět, že všechny zkoumané parametry nelze krátkodobou aktuální terapií významně pozitivně ovlivnit. Jeden z důležitých přínosů je možnost pozorovat nakolik v tomto případě můžeme přisuzovat výsledky právě těmto dvou druhům terapie (VR a RR) a nakolik je chůze ovlivněna samotným chodícím pásem. Naše výsledky ukázaly znatelné zrychlení chůze u testu TUG u VR a RR, v porovnání s kontrolní skupinou však tyto výsledky nejsou signifikantní. Jediný prokazatelný parametr, který má signifikantně lepší výsledek je asymetrie chůze u terapie s rozšířenou realitou vůči ostatním skupinám.

Jedním z poznatků při procházení různých studií bylo nalezení pro terapii výhodného prvku, který by do budoucna mohl být přidán do přístroje Zebris. Tímto prvkem je umístění pohybových senzorů těsně nad pás. Tyto senzory zaznamenávají pohyb nohou a na obrazovce

se objevuje jejich poloha, dříve, než dopadnou na pás. To umožňuje pacientovi se lépe a přesněji při chůzi strefovat do stop vizualizovaných na obrazovce. Tento fakt je zmiňován, protože tato technologie již existuje u jiných podobně zkonstruovaných přístrojů.

Výhodou této práce je, že měření probíhalo v rámci aktuální terapie, tedy měřilo se bezprostředně před a bezprostředně po jedné terapii. Umožnilo nám to vidět výsledek nezakreslený jakoukoliv jinou terapií nebo samovolnou úpravou v průběhu postupující doby od prodělaného iktu.

5.6 Limity práce

Výsledky diplomové práce ukazují na aktuální stav pacienta ihned po jedné terapii, ale nedávají nám obrázek o tom, jak se změní účinek terapie po více terapeutických jednotkách. Z našich výsledků můžeme efekt odhadnout – pravděpodobně by byl znatelnější a mohl by se stát trvalým. Limitujícím faktorem je, že v rámci krátkého časového úseku terapie nebylo možné pacientovi poskytnout terapii ve virtuální krajině s překážkami, což přístroj Zebris FDM-T umožňuje. V terapii byly použity pouze stopy, které přesně vedly probanda a nutily ho prodloužit a symetrizovat krok. Takto použitá VR postupně sklouzávala do monotónní činnosti a na pacientech bylo patrné, že v průběhu terapie prvotní nadšení sláblo a tudíž se snížila i koncentrace. I přes tyto skutečnosti udávali pacienti jistý pocit soutěživosti a zaujetí, když věděli, že je VR i RR vedly k ideálnější chůzi. V kontrolní skupině, i přes pokyny fyzioterapeuta, rychle opadala pozornost a probandi začali sklouzávat k jejich pro ně pohodlnějším stereotypům.

Dalším limitem práce může být omezená délka a šířka terapeutického chodícího pásu. Většina probandů si stěžovala na úzký prostor a první kroky byly velice nejisté. Další komplikací může být pocit strachu z pádu, jež činil mnohým probandům velké obtíže. S postupující terapií u drtivé většiny měřených však vymizel. Přístroj také omezoval plynulost chůze tím, že se před každým měřením musel zastavit, proband musel slézt, aby bylo možné na přístroji provést kalibraci, aby byla data co nejpřesnější.

Při vyhledávání studií k diskuzím u jednotlivých hypotéz, se objevoval jeden faktor, který jsme v této diplomové práci opominuli. Spousta ze studií, se zaměřovala nejen na samotný výzkum terapie v laboratorních podmínkách, ale také na následné sledování pacientů v jejich domovském prostředí. Proto je zde rozvedena myšlenka, jak je možné terapii

s využitím VR do budoucna obohatit pro lepší výsledky v běžném prostředí, ve kterém se pacient běžně pohybuje.

Ve studii Van Ooijen, et al. (2015, pp. 1007-1018) poukazují na problémy chůze při tzv. community walking (chůze pro zajištění běžných denních potřeb a socializaci). Tyto problémy jsou zejména překračování různých objektů, rychlost chůze, schopnost kdykoliv rychle zastavit a rozejít se. Terapie této studie byla prováděna na pásu C-Mill, který umožňuje zobrazování různých překážek v průběhu chůze. Postupný trénink spočíval nejen v překračování překážek, ale také ve variabilitě rychlosti chůze a prodlužování doby chůze. Rychlost chůze i doba, po kterou je schopen pacient chodit se v průběhu terapie signifikantně zvýšily. Úspěšnost překračování a vyhýbání překážky se zvýšila o 24.5 % ke konci celé terapie. U pacientů se postupně zvyšovala úspěšnost reakce na různorodé překážky v různém čase a různé frekvenci. Úspěšnost překračování překážek vzrostla o 6.8 %. Z toho vyplývá, že je zde přímá úměra schopnosti vyhýbat se překážkám a schopnosti adaptability na variabilitu překážek. Obě tyto schopnosti v průběhu vzrostly. Tento fakt má velký vliv na kvalitu každodenního života pacienta což potvrzují také několik studií, např.: Hyndman et al. (2002, pp. 165-170); Hyndman et al. (2009, pp. 849-856); Pichierri et al. (2012, pp. 175-184).

Pro to abychom zajistili lepší socializaci pacientů po iktu, je důležité zaměřit rehabilitaci více na překážky, které je čekají v reálném prostředí. Jak připravit pacienty na překážky, které je čekají v každodenním životě? Tuto otázku se snažili zodpovědět ve studii Cho, K. H. et al. (2015, pp. 276-278). Zkoumali výhody virtuální reality v terapii chůze s přidáním dalších kognitivních úkolů tzv. dual task. Cílem této studie bylo zjistit, zda virtuální trénink se zakomponováním vícero kognitivních úkolů může být pro více přínosný než trénink se zaměřením pouze na chůzi. Při využití VR terapie v chůzi se dle většiny studií parametry chůze signifikantně zlepšily. Nicméně systém, který obohacuje trénink chůze s využitím VR o více kognitivních úkolů, simuluje lépe chování člověka při chůzi v reálném životě (Adamovich et al. 2009, pp. 29-44). Ve výzkumu Cho, K. H. et al. (2015, pp. 276-277), prokazatelně potvrzují na 22 probandech po CMP, že virtuální realita v kombinaci s chodícím pásem, při využití více kognitivních úkolů, má ve světě rehabilitace velké výhody. Na využití VR při jednoduchém neustále se opakujících úkolů již poukázalo mnoho předešlých studií. V této studii se však zaměřují především na vícero úkolů najednou zprostředkované pomocí virtuální terapii na chodícím páse IREX, který je schopen monitorovat pohyby probanda a do předem daného prostředí koncipovat úkoly, které se objevují při chůzi v běžném životě. Ve výsledcích je znatelné, že skupina využívající VR pouze při zaměření na chůzi měla horší výsledky na celkový aspekt chůze než skupina, která prováděla ve VR nejen terapii chůze,

ale bylo zde využíváno více kognitivních úkolů. Probandi byli sledováni i v domácích podmínkách, kde se trénink více úkolů jevil účinnější pro běžné fungování probandů v ADL aktivitách (Park et al. 2011, pp. 451-452). Důvod proč se u lidí při postižení centrální nervové soustavy výrazně zhoršuje chůze, zatím co provádějí další úkol, vysvětlují dvě nejvíce rozšířené teorie – bottleneck a capacity sharing model. Pro upřesnění, slovo bottleneck označuje problematickou část systému, která pracuje naplno v rámci své kapacity a víc už zvládat nemůže a díky tomu zpomaluje chod zbytku procesů. Capacity sharing model předpokládá, že je člověk schopen provádět více úkolů najednou, ale se sníženou mírou pozornosti, která je rozdělena mezi více aspektů. Podle těchto teoretických modelů si centrální mechanismy při provádění více úkolů v jeden čas, vyberou vhodné množství zdrojů k uskutečnění úkolů. Tyto zdroje se neustále mění v závislosti na obtížnosti úkolů. Zhoršování chůze se projevuje při plnění více úkolů, což je způsobeno nedostatečnou kapacitou centrálních zdrojů, a to vede ke snížení tzv. community ambulation. To je schopnost bezpečné chůze v každodenním sociálním životě. Znamená to například bezpečně přejít cestu přes přechod, zajít si do obchodu a nakoupit si potraviny nebo jiné běžné denní aktivity mimo domov (Bowen et al. 2001, pp. 319-321; Plummer et al. 2014 pp. 5-8). Při plnění více úkolů je třeba zmírnit dopad rozdělené pozornosti pacienta na schopnost chůze. To výrazně zlepšuje sociální participaci pacienta a jeho nezávislost při ADL aktivitách. Dle některých studií přidání více kognitivních úkolů do terapie chůze, také zlepšuje paměť, porozumění, pozornost, a má dobrý vliv na sociální interakci mezi pacientem po CMP a okolím (Bowen et al. 2005, pp. 323-330).

Ve výsledku je tedy vidět, že propojení virtuální reality v terapii chůze spolu s vícero kognitivních úkolů, se kterými se může pacient setkat v běžném životě, má velký vliv pro jeho budoucí život. Nejde jen o zlepšení jednotlivých aspektů chůze, ale také propojení chůze s běžnými činnostmi a situacemi, které nás potkávají každý den. Pacienti s takto koncipovaným tréninkem jsou samostatnější a jejich sociální možnosti podporují další zlepšování jejich zdravotního stavu.

Závěr

Diplomová práce měla za cíl zjistit, zda má přidaná komponenta virtuální reality nebo rozšířené reality v terapii chůze na chodícím páse dostatečně výrazný vliv na kvalitu chůze pacientů po CMP. Pro zjištění míry efektu těchto přidaných komponent, probíhalo zároveň měření efektu běžného tréninku na chodícím páse. Celý výzkum probíhal na přístroji Zebris FDM-T treadmill, který nabízí jak terapeutovi, tak pacientovi široké možnosti testování a terapie, které jsou pro benefitem v komplexní rehabilitaci. Technické pomůcky, včetně přístrojů, které zprostředkovávají virtuální a rozšířenou realitu, by neměli nahrazovat komplexní rehabilitaci jako takovou, ale být jejím podpůrným prostředkem. V rehabilitaci poruch chůze obecně je důležitá složka opakování a zároveň vizuálního zaznamenávání pokroku, který pacienta motivuje k lepším výsledkům. Počet opakování hraje velkou roli v úpravě chůze, nicméně klasicky vedená terapie chůze může být jak pro pacienta, tak i terapeuta stereotypní. Virtuální a rozšířená realita vizuálně vedená přístrojem lépe udrží pozornost a již zmíněnou motivaci pacienta vzhledem k velkému uživatelskému rozhraní. Terapie na přístroji Zebris umožňuje zaměřit se na určité parametry chůze a poskytuje zpětnou vazbu pacientovi reálném čase.

Vstupní vyšetření, terapie a výstupní vyšetření chůze v této diplomové práci probíhalo v okamžité návaznosti. Výhodou tohoto postupu bylo, že efekt terapie nebyl zkreslen klasickou rehabilitací probíhající u těchto pacientů a díky tomu zajišťoval větší objektivitu výsledků. Tyto výsledky nám dávají obraz o změně chůze bezprostředně po terapii, ale neumožňují pozorovat, jak dlouho tyto změny u pacienta setrvají.

Z výsledků diplomové práce potvrzené diskuzí s dalšími podobně koncipovanými studii vyplývá, že přidaná hodnota používaných modalit spočívá ve významném dopadu na zlepšení stability pacientů při chůzi. Právě stabilita dodává pacientům subjektivní pocit jistoty při chůzi. K získání celkové stability chůze je důležité zmírnit rozdíl v délce kroku mezi postiženou a zdravou dolní končetinou. Z výsledků je patrné, že použití rozšířené reality v terapii chůze tento pokrok umožňuje.

Z hlediska pokroku technologie jsou tyto modalit vhodným zkoumáním i v celé řadě dalších diagnóz, při kterých se projevuje porucha chůze, nejen u CMP.

Referenční seznam

ADAMOVICH, S.v., G.g. FLUET, E. TUNIK a A.s. MERIANS. Sensorimotor training in virtual reality: A review. *NeuroRehabilitation* [online]. 2009, **25**(1), 29 - 44 [cit. 2019-04-19]. DOI: 10.3233/NRE-2009-0497. ISSN 10538135.

ALBERT, S. J. KESSELRING, J. 2012. Neurorehabilitation of stroke. *Journal of neurology* [online]. roč. 5, č. 259, pp. 817–832. ISSN 0340-5354, 1432-1459. [cit. 2018-04-24]. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00415-011-6247-y>

AMBLER, Z. 2011. *Základy neurologie*. 7. vydání Praha: Galén, 2011. 351 s. ISBN 978-80-7262-707-3.

ANGEROVA, Y. Fyziologická podstata neurorehabilitace, možnosti ovlivnění. In *Neurorehabilitace*. Praha, 2012, s. 19. ISSN neuvedeno. [online]. [cit. 2018-04-24]. Dostupné z: http://www.neuroreha.cz/sites/default/files/materialy/neurorehabilitace-praha-9.20120001_opt.pdf

AUKSTAKALNIS, S., BLATNER, D. 1994, Reálně o virtuální realitě: Umění a věda virtuální reality. Brno: Jota, 1994. p. 290. ISBN 80-85617-41-2.

BALASUBRAMANIAN, Chitralakshmi K., Mark G. BOWDEN, Richard R. NEPTUNE a Steven A. KAUTZ. Relationship Between Step Length Asymmetry and Walking Performance in Subjects With Chronic Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2007, **88**(1), 43-49 [cit. 2019-05-10]. DOI: 10.1016/j.apmr.2006.10.004. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999306013724>

BARCALA, Luciana, Luanda André Collange GRECCO, Fernanda COLELLA, Paulo Roberto Garcia LUCARELI, Afonso Shiguemi Inoue SALGADO a Claudia Santos OLIVEIRA. Visual Biofeedback Balance Training Using Wii Fit after Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2013, **25**(8), 1027-1032 [cit. 2019-05-04]. DOI: 10.1589/jpts.25.1027. ISSN 0915-5287. Dostupné z: <http://jlc.jst.go.jp/DN/JST.JSTAGE/jpts/25.1027?lang=en&from=CrossRef&type=abstract>

BARTUŠKA, R. 2007, Virtuální realita - technické prostředky [online]. 2007, poslední revize 15. 2. 2007 [cit. 2018-12-02] <http://virtualni-realita.molbud.cz/technicke-prostredky-virtualni-reality>

BAUER, J. 2010b. Cévní mozkové příhody. *Kapitoly z kardiologie*. [online]. 2010, č. 4, ss. 122-132. [cit. 2018-04-24]. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/20216-cevni-mozkove-prihody>

BENEŠOVÁ, M., PREISS, M., KULIŠŤÁK, P. 2009. *Neuroplasticita lidského mozku a její význam pro psychologii*. *Československá psychologie*, 2009, roč. 53, č. 1, ss. 55-67. ISSN 0009-062X.

BJÖRKLUND, A., STENEVI, U., *Regeneration of monoaminergic and cholinergic neurons in the mammalian central nervous system*. *Physiological Reviews*, 1979, pp. 62 – 100. ISSN 0031-9333.

BONNYAUD, Céline, Raphael ZORY, Johanna ROBERTSON, Djamel BENSMAIL, Nicolas VUILLERME a Nicolas ROCHE. Effect of an Overground Training Session Versus a Treadmill Training Session on Timed Up and Go in Hemiparetic Patients. *Topics in Stroke Rehabilitation* [online]. 2015, **21**(6), 477-483 [cit. 2019-05-10]. DOI: 10.1310/tsr2106-477. ISSN 1074-9357. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1310/tsr2106-477>

BOWEN, A. et al. 2001. Dual-task effects of talking while walking on velocity and balance following a stroke. *Age and Ageing* [online]. **30**(4), 319-323 [cit. 2019-04-19]. DOI: 10.1093/ageing/30.4.319. ISSN 14682834. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ageing/article-lookup/doi/10.1093/ageing/30.4.319>

BOWEN, A., KNAPP, P., HOFFMAN, A., LOWE, D. 2005. Psychological services for people with stroke: compliance with the UK National Clinical Guidelines. *Clinical Rehabilitation*. [online]. 2005, no. 19, pp. 323-330. [cit. 2018-04-21]. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://web.a.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=8&sid=b6f65367-6aa2-49c6-893d-63e918fb956e%40sessionmgr4004&hid=4109>

BURRIDGE, J. H. et al. 2001. Indices to describe different muscle activation patterns, identified during treadmill walking, in people with spastic drop-foot. *Medical Engineering* [online]. 2001. 23(6), 427-434 p. [cit. 2019-05-05]. ISSN 1873-4030. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11551819>.

CORBETTA, Davide, Federico IMERI a Roberto GATTI. 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]. 2015, 61(3), 117-124 [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.1016/j.jphys.2015.05.017. ISSN 18369553. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1836955315000569>

DE ROOIJ, Ilona j. m., Ingrid c. l. VAN DE PORT a Jan-willem g. MEIJER. Effect of Virtual Reality Training on Balance and Gait Ability in Patients With Stroke: Systematic Review and Meta-Analysis. *Physical Therapy* [online]. 2016, 96(12), 1905-1918 [cit. 2019-05-04]. ISSN 00319023.

DE WEERD, L., RUTGERS, W. A. F., GROENIER. K. H., VAN DER MEER. K. 2011. Perceived wellbeing of patients one year post stroke in general practice - 74 recommendations for quality aftercare. *BMC Neurology*. [online]. 2011, vol. 11, no. 1, pp. 42-51. [cit. 2018 – 04- 21]. ISSN 14712377. Dostupné z: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?sid=6bf69a74-f08a-4b0c-94fc-42350a310c75%40sessionmgr4004&vid=1&hid=4106>

DOIDGE, N. 2008. *The Brain That Changes Itself: Stories of Personal Triumph from the Frontiers of Brain Science*. Toronto: Penguin, 2008. 427 p. ISBN 0143113100.

DRAHOTA, Z., HAHN, P., MOUREK, J., TROJANOVÁ, M. 1965. The effect of acetoacetate on oxygen consumption of brain slices from infant and adult rats. *Physiol. Bohemoslov*, 14, pp.134–136. In TROJAN, S., POKORNÝ, J., Teoretický a klinický význam neuroplasticity, *Bratislavské lékařské listy*, 98, r. 1997, č. 12, s. 667-673. ISSN 1336-0345.

DRUŽBICKI, Mariusz, Grzegorz PRZYSADA, Agnieszka GUZIK, Andrzej KWOLEK, Agnieszka BRZOZOWSKA-MAGOŃ a Marek SOBOLEWSKI. Evaluation of the impact of exercise of gait on a treadmill on balance of people who suffered from cerebral stroke. *Acta of*

Bioengineering [online]. 2016, **18**(4), 41-48 [cit. 2019-05-09]. DOI: 10.5277/ABB-00477-2015-02. ISSN 1509409X.

DRUŽBICKI, M, A GUZIK, G PRZYSADA, A KWOLEK a A BRZOZOWSKA-MAGONÍ. Efficacy of gait training using a treadmill with and without visual biofeedback in patients after stroke: A randomized study. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2015, **47**(5), 419-425 [cit. 2019-05-10]. DOI: 10.2340/16501977-1949. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.2340/16501977-1949>

DUBOVÝ, P. 1998. *Struktura a dráhy nervové soustavy člověka*. Brno: Masarykova univerzita, 1998. ISBN 80-210-1927-1.

DUNSKY, Ayelet, Pavel FISHBEIN a Yeshayahu HUTZLER. Dual-task training using virtual reality: Influence on walking and balance in three post stroke survivors. *International Journal of Therapies and Rehabilitation Research* [online]. 2013, **2**(2) [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.5455/ijtr.00000021. ISSN 2278-0343. Dostupné z: <http://www.scopemed.org/fulltextpdf.php?mno=43101>

GIBBONS, Emma Maureen, Alecia Nicole THOMSON, Marcos DE NORONHA a Samer JOSEPH. 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]. 2016, **23**(6), 440-457 [cit. 2019-05-09]. DOI: 10.1080/10749357.2016.1183349. ISSN 1074-9357. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10749357.2016.1183349>

HEEREN, A, M OOIJEN, A GEURTS, B DAY, T JANSSEN, P BEEK, M ROERDINK a V WEERDESTeyN. Step by step: A proof of concept study of C-Mill gait adaptability training in the chronic phase after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2013, **45**(7), 616-622 [cit. 2019-05-10]. DOI: 10.2340/16501977-1180. ISSN 1650-1977. Dostupné z: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.2340/16501977-1180>

HORÁČEK, O. 2006. Rehabilitace u cévní mozkové příhody. *Sanquis*. 2006, č. 47, s. 12, ISSN 1212-6535.

HORÁČEK, O., KOLÁŘ, P. 2009. Cévní onemocnění mozku. In: KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, ss. 386–393. ISBN 978-80-7262-657-1.

HUNG, Jen-Wen, Chiung-Xia CHOU, Yen-Wei HSIEH, Wen-Chi WU, Min-Yuan YU, Po-Chih CHEN, Hsueh-Fen CHANG a Shan-Er DING. Randomized Comparison Trial of Balance Training by Using Exergaming and Conventional Weight-Shift Therapy in Patients With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*[online]. 2014, **95**(9), 1629-1637 [cit. 2019-05-04]. DOI: 10.1016/j.apmr.2014.04.029. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999314003669>

HUTTENLOCHER, P.R. 2002. *Neural plasticity: The effects of environment on the development of the cerebral cortex*. Chicago: Harvard University Press, 2002. 286 p. ISBN 978-0674007437.

HYNDMAN, Dorit, Ann ASHBURN a Emma STACK. Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2002, **83**(2), 165-170 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1053/apmr.2002.28030. ISSN 00039993. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999302013928>

HYNDMAN, D., A. ASHBURN, L. YARDLEY a E. STACK. Interference between balance, gait and cognitive task performance among people with stroke living in the community. *Disability and Rehabilitation*[online]. 2009, **28**(13-14), 849-856 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1080/09638280500534994. ISSN 0963-8288. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/09638280500534994>

CHO, Ki Hun, Kyoung Jin LEE a Chang Ho SONG. Virtual-Reality Balance Training with a Video-Game System Improves Dynamic Balance in Chronic Stroke Patients. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine* [online]. 2012, **228**(1), 69-74 [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.1620/tjem.228.69. ISSN 1349-3329. Dostupné z: <http://jlc.jst.go.jp/DN/JST.JSTAGE/tjem/228.69?lang=en&from=CrossRef&type=abstract>

CHO, Ki Hun, Min Kyu KIM, Hwang-Jae LEE a Wan Hee LEE. Virtual Reality Training with Cognitive Load Improves Walking Function in Chronic Stroke Patients. *The Tohoku*

Journal of Experimental Medicine [online]. 2015, **236**(4), 273-280 [cit. 2019-04-19]. DOI: 10.1620/tjem.236.273. ISSN 0040-8727. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/tjem/236/4/236_273/article

CHROININ, D. N., CALLALY, E. L., DUGGAN, J., MERWICK, A., HANNON, N., SHEEHAN, O., MARNANE, M., HORGAN, G., WILLIAMS, E. B., HARRIS, D., KYNE, L., MCCORMACK, P. M. E., MORONEY, J., GRANT, T., WILLIAMS, D., DALY, L., KELLY, P. J. 2011. Association between acute statin therapy, survival, and improved functional outcome after ischemic stroke: the north Dublin population stroke study. *Stroke*. [online]. 2011, vol. 42, no. 4, pp. 1021-1029. [cit. 2018-04-22]. ISSN 0039-2499. Dostupné z: <http://stroke.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/STROKEAHA.110.596734>

JACOBS, B., SCHALL, M., SCHEIBEL, A. B. 1993. *A quantitative dendritic analysis of wernicke's area in humans. II. Gender, hemispheric, and environmental factors. The Journal of Comparative Neurology* 93. Neurology, n. 327, pp. 97-111. ISSN neuvedeno.

KALITA, Z. 2010. *Akutní cévní mozkové příhody: Příručka pro osoby ohrožené CMP, jejich rodinné příslušníky a známé*. Praha: Mladá fronta, 2010. 39 s. ISBN 978-80-204-2093-0.

KALITA, Z. et al. 2006. *Akutní cévní mozkové příhody: diagnostika, patofyziologie, management*. Praha: Maxdorf, 2006. 623 s. ISBN 80-85912-26-0.

KAUHANEN, M. 1999. *Quality of life after stroke: clinical, functional, psychosocial and cognitive correlates* [online]. Oulu: Oulun Yliopisto, [cit. 2018 - 04 - 23]. 1999. ISBN 95-142-5426-0. Dostupné z: <http://herkules.oulu.fi/isbn9514254279/html/>

LAU, Kelvin w. k. a Margaret k. y. MAK. Speed-dependent treadmill training is effective to improve gait and balance performance in patients with sub-acute stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* [online]. 2011, **43**(8), 709-713 [cit. 2019-05-10]. DOI: 10.2340/16501977-0838. ISSN 16501977. Dostupné z: <http://www.medicaljournals.se/jrm/content/?doi=10.2340/16501977-0838>

KOLÁŘ, P. et al. 2012. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2012, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLB, B. 1998. *Age, experience and the changing brain*. Neurosci. Biobehav. Rev. 22/1998, pp. 143-159.

KOLB, B. 1999. *Neuroplasticity and recovery of function after brain injury*. In STUSS, D. T., WINOCUR, G., ROBERTSON, I. H. (eds.). Cognitive neurorehabilitation. Cambridge: Cambridge University Press, pp. 9-25.

KOLB, B. 1997. *Possible regeneration of rat medial frontal cortex following neonatal frontal lesions*. Behavior and Brain Research. 91/1997, pp. 127-141. ID: 9578446.

KRAČMAR, Bronislav, Martina CHRÁSTKOVÁ a Radka BAČÁKOVÁ. *Fylogeneze lidské lokomoce*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2016. ISBN 9788024633794.

KROBOT, Alois, Barbora KOLÁŘOVÁ, Petr KOLÁŘ, Bronislava SCHUSTEROVÁ a Jana TOMSOVÁ. *Gait Neurorehabilitation in Stroke Patients*. Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie [online]. 2017, 80/113(5), 521-526 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.14735/amcsnn2017521. ISSN 12107859. Dostupné z: <http://www.csmn.eu/en/czech-slovak-neurology-article/gait-neurorehabilitation-in-stroke-patients-61803>

LATASH, M. L. 2002. Progress in Motor Control. *Structure-Function Relationship in Voluntary Movements*. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics, 2002. 260 p. ISBN 0-7360-0027-5.

LEBEER, J. 1998. *How much brain does a mind need?* Scientific, clinical, and educational implications of ecological plasticity. Developmental Medicine & Child Neurology. 4/1998, pp. 352-357.

LEE, Chi-Ho, Yumi KIM a Byoung-Hee LEE. Augmented reality-based postural control training improves gait function in patients with stroke: Randomized controlled trial. *Hong Kong Physiotherapy Journal* [online]. 2014, 32(2), 51-57 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1016/j.hkpj.2014.04.002. ISSN 10137025. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1013702514000219>

LEVIN, Mindy f., Patrice I. WEISS a Emily a. KESHNER. Emergence of Virtual Reality as a Tool for Upper Limb Rehabilitation: Incorporation of Motor Control and Motor Learning Principles. *Physical Therapy* [online]. 2015, **95**(3), 415-425 [cit. 2019-05-07]. ISSN 00319023.

LEWIS, Gwyn N. a Juliet A. ROSIE. Virtual reality games for movement rehabilitation in neurological conditions: how do we meet the needs and expectations of the users?. *Disability and Rehabilitation* [online]. 2012, **34**(22), 1880-1886 [cit. 2019-05-11]. DOI: 10.3109/09638288.2012.670036. ISSN 0963-8288. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/09638288.2012.670036>

LINC, R., DOUBKOVÁ, A. 2001. *Anatomie hybnosti III*. Praha: Karolinum. 2001. 201 s. ISBN 80-246-0201-6.

LIPPERT-GRUNER, M. *Trauma mozku a jeho rehabilitace*. 1. vyd. Praha: Galen, 2009, VII, 148 s. ISBN 978-807-2625-697.

LISMAN, E., John, HARRIS, M., Kristen. Quantal analysis and synaptic anatomy – integrating two views of hippocampal plasticity. *Trends in Neurosciences* 16, 1993, pp. 141 – 147. [online]. [cit. 2018-04-24]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0166223693901223>

LUQUE-MORENO, Carlos, Alejandro FERRAGUT-GARCÍAS, Cleofás RODRÍGUEZ-BLANCO, Alberto Marcos HEREDIA-RIZO, Jesús OLIVA-PASCUAL-VACA, Pawel KIPER a Ángel OLIVA-PASCUAL-VACA. A Decade of Progress Using Virtual Reality for Poststroke Lower Extremity Rehabilitation: Systematic Review of the Intervention Methods. *BioMed Research International* [online]. 2015, **2015**, 1-7 [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.1155/2015/342529. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/342529/>

MALÁ, H. 2009. *Rewiring the brain—new trends in neurorehabilitation*. Příspěvek z konference Život po poranění mozku. [online]. [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <http://www.cerebrum2007.cz>

MAREŠOVÁ, D., VALOUNOVÁ, I., JANDOVÁ, K., ORTELOVÁ, J., TROJAN, S. 2001. *Excitability changes of Cortical neurons during postnatal period in rat sex posed to prenatal hypobaric hypoxia*. *Physiological Research*, n. 50, pp. 215–219. ISSN neuvedeno.

MARTIN, J. PURDON a L. J. HURWITZ. LOCOMOTION AND THE BASAL GANGLIA. *Brain* [online]. 1962, **85**(2), 261-276 [cit. 2019-04-22]. DOI: 10.1093/brain/85.2.261. ISSN 0006-8950. Dostupné z: <https://academic.oup.com/brain/article-lookup/doi/10.1093/brain/85.2.261>

MAYER, M. 2000. *Některé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze*. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2000, roč. 7, č. 2, ss. 66 – 73. ISSN 1211- 2658.

MEHRHOLZ, J., S. THOMAS a B. ELSNER. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 2017, **2017**(8) [cit. 2019-05-10]. DOI: 10.1002/14651858.CD002840.pub4. ISSN 14651858. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/14651858.CD002840.pub4>

MIKULA, Jaroslav. Rehabilitace po CMP. *Kardiologická revue*, 2008, roč. 10, č.2, s. 66-73. ISSN: 1212-4540a

MORONE, Giovanni, Marco TRAMONTANO, Marco IOSA, Jacob SHOFANY, Antonella IEMMA, Massimo MUSICCO, Stefano PAOLUCCI a Carlo CALTAGIRONE. The Efficacy of Balance Training with Video Game-Based Therapy in Subacute Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *BioMed Research International* [online]. 2014, **2014**, 1-6 [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.1155/2014/580861. ISSN 2314-6133. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/bmri/2014/580861/>

MURCKOVÁ, P. 2001. *Analýza chůze u osob s hemiparézou po cévní mozkové příhodě*. Disertační práce. Olomouc: FTK. 2001.

NEVŠÍMALOVÁ, S., RŮŽIČKA, E., TICHÝ, J. et al. 2002. *Neurologie*. Praha: Galén, 2002. 345 s. ISBN 80-7262-160-2.

ORSÁGH, J., KÁŠ, S. 1995. *Cévní mozkové příhody*. Praha: Brána, 1995. 144 s. ISBN 80-901783-8-3.

OSOBA, Muyinat Y., Ashwini K. RAO, Sunil K. AGRAWAL a Anil K. LALWANI. *Balance and gait in the elderly: A contemporary review*. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology* [online]. 2019, 4(1), 143-153 [cit. 2019-04-19]. DOI: 10.1002/lio2.252. ISSN 23788038. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/lio2.252>

PAPOUŠEK, J. 2010. Rehabilitace po cévní mozkové příhodě. Kapitoly z kardiologie pro praktické lékaře. 2010, roč. 2, č. 4, ss. 145 -149, ISSN: 1803-7542.

PARK, Hyun-Ju, Duck-Won OH, Suhn-Yeop KIM a Jong-Duk CHOI. Effectiveness of community-based ambulation training for walking function of post-stroke hemiparesis: a randomized controlled pilot trial. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2011, 25(5), 451-459 [cit. 2019-04-19]. DOI: 10.1177/0269215510389200. ISSN 0269-2155. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0269215510389200>

PARK, Yu-Hyung, Chi-ho LEE a Byoung-Hee LEE. Clinical usefulness of the virtual reality-based postural control training on the gait ability in patients with stroke. *Journal of Exercise Rehabilitation* [online]. 2013, 9(5), 489-494 [cit. 2019-05-09]. DOI: 10.12965/jer.130066. ISSN 2288-176X. Dostupné z: <http://www.e-jer.org/journal/view.php?number=2013600078>

PICHIERRI, Giuseppe, COPPE, LORENZETTI, MURER a DE BRUIN. The effect of a cognitive-motor intervention on voluntary step execution under single and dual task conditions in older adults: a randomized controlled pilot study. *Clinical Interventions in Aging* [online]. [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.2147/CIA.S32558. ISSN 1178-1998. Dostupné z: <http://www.dovepress.com/the-effect-of-a-cognitive-motor-intervention-on-voluntary-step-executi-peer-reviewed-article-CIA>

PLUMMER, Prudence, Raymond M. VILLALOBOS, Moira S. VAYDA, Myriam MOSER a Erin JOHNSON. Feasibility of Dual-Task Gait Training for Community-Dwelling Adults after Stroke: A Case Series. *Stroke Research and Treatment* [online]. 2014, 2014, 1-12 [cit. 2019-04-19]. DOI: 10.1155/2014/538602. ISSN 2090-8105. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/srt/2014/538602/>

PROFFITT, R. a B. LANGE. Considerations in the Efficacy and Effectiveness of Virtual Reality Interventions for Stroke Rehabilitation: Moving the Field Forward. *Physical Therapy* [online]. 2015, **95**(3), 441-448 [cit. 2019-05-05]. DOI: 10.2522/ptj.20130571. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.2522/ptj.20130571>

RAJARATNAM, B. S., J. GUI KAIEN, K. LEE JIALIN, et al. Does the Inclusion of Virtual Reality Games within Conventional Rehabilitation Enhance Balance Retraining after a Recent Episode of Stroke?. *Rehabilitation Research and Practice* [online]. 2013, **2013**, 1-6 [cit. 2019-05-04]. DOI: 10.1155/2013/649561. ISSN 2090-2867. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/rrp/2013/649561/>

RAKÚS, A. 2009. *Neuroplasticita. Neurologie pro praxi*. [online]. 2009, roč. 10, č. 2, ss. 83 – 85. [online]. [cit.2018-04-29]. ISSN 1213-1814. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2009/02/05.pdf>

RAMACHANDRAN, V.S. 2012. *Tell-Tale Brain: Tales of the Unexpected from Inside Your Mind*. London: Windmill, 2012. ISBN 978-00-9953-759-5.

REISSMAN, Megan E., Keith E. GORDON a Yasin Y. DHAHER. Manipulating post-stroke gait: Exploiting aberrant kinematics. *Journal of Biomechanics* [online]. 2018, **67**, 129-136 [cit. 2019-05-11]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.11.031. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929017306863>

SEIDL, Z. 2015. *Neurologie pro studium i praxi*. 2. vyd. Praha: Grada, 2015. 384 s. ISBN 978-80-247-5247-1.

Sestra a urgentní stavy. 2008. 1. vyd. Překlad Čížková, L. Praha: Grada, 2008, 549 s. Sestra. ISBN 978-802-4725-482.

SHEMA, S. R., M. BROZGOL, M. DORFMAN, et al. Clinical Experience Using a 5-Week Treadmill Training Program With Virtual Reality to Enhance Gait in an Ambulatory Physical Therapy Service. *Physical Therapy* [online]. 2014, **94**(9), 1319-1326 [cit. 2019-05-04]. DOI:

10.2522/ptj.20130305. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.2522/ptj.20130305>

SOHLBERG, M. M., MATEER, C. A. 2001. Cognitive rehabilitation: An integrative neuropsychological approach. New York, Guilford Press. [online]. [cit. 2018-04-29]. Dostupné z: <http://jnnp.bmj.com/content/jnnp/72/3/421.2.full.pdf>

ŠAŇÁK, D. et al. 2011. *Kardioembolizační ischemické cévní mozkové příhody*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011. 168 s. ISBN 978-80-247-3816-1.

TIKTINSKY, Rachel. Gait analysis comparison of adolescents with moderate and severe hemophilia using the Zebris interactive FDM-T treadmill system. *HAEMOPHILIA* [online]. 2014, **20**, 72-72 [cit. 2019-05-11]. ISSN 13518216.

TÖRNBOM, Karin, Anna DANIELSSON a Louise CONNELL. Experiences of treadmill walking with non-immersive virtual reality after stroke or acquired brain injury – A qualitative study. *PLOS ONE* [online]. 2018, **13**(12) [cit. 2019-04-20]. DOI: 10.1371/journal.pone.0209214. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0209214>

TROJAN, S. 1978. *Adaptation of the central nervous system to oxygen deficiency during ontogenesis*. Monographia 85. Praha, Acta Univ. Carol. Med, 1978. ISSN neuvedeno.

TROJAN, S., POKORNÝ, J., Teoretický a klinický význam neuroplasticity, Bratislavské lékařské listy, 98, r. 1997, č. 12, s. 667 – 673. ISSN 1336-0345. [online]. [cit. 2018-04-24] Dostupné z: <http://bmj.fmed.uniba.sk/1997/09812-03.pdf>

VAN OOIJEN, Mariëlle W., Anita HEEREN, Katrijn SMULDERS, Alexander C. H. GEURTS, Thomas W. J. JANSSEN, Peter J. BEEK, Vivian WEERDESTeyN a Melvyn ROERDINK. Improved gait adjustments after gait adaptability training are associated with reduced attentional demands in persons with stroke. *Experimental Brain Research* [online]. 2015, **233**(3), 1007-1018 [cit. 2019-04-28]. DOI: 10.1007/s00221-014-4175-7. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-014-4175-7>

VÉLE, František. Kineziologie: *přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

VOTAVA, J. 2001. Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě. *Neurologie pro praxi*. [online]. 2001, č. 4, pp. 184-189. [cit. 2018-04-20]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <http://www.solen.cz/pdfs/neu/2001/04/06.pdf>

ZIEMANN, U., MÜELLBACHER, W., HALLET, M., Cohen L.G. 2001. *Modulation of practice-dependent plasticity in human motor cortex*. Brain, n.124, pp.1171–1181, 2001. ISSN neuvedeno.

ŽARKOVIĆ, D. *Neurobiomechanické aspekty roboticky asistované chůze*. Rehabilitace a fyzikální lékařství [online]. 2017, 24(1), 43-49 [cit. 2019-04-19]. ISSN 1211-2658.

Seznam zkratek

ADL	všední denní činnosti
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
COM	center of mass – působiště tíhové síly
COP	center of pressure – působení výsledné reakční síly
H_0	nulová hypotéza číslo 1
H_A	alternativní hypotéza číslo 1
kontrol.	kontrolní skupina/měření
LDK	levá dolní končetina
nepar.	nepatetická dolní končetina
p	hladina statistické významnosti
p.	page (strana)
par.	paretická dolní končetina
PDK	pravá dolní končetina
pp.	pages (strany)
RR	rozšířená realita
s.	strana
ss.	strany
TUG	Timed Up and Go test
VR	virtuální realita
10M-walk	10 Meter walk test

Seznam tabulek

Tabulka 1 Výsledky hypotézy H ₀₁	43
Tabulka 2 Výsledky hypotézy H ₀₂	46
Tabulka 3 Výsledky hypotézy H ₀₃	49
Tabulka 4 Výsledky hypotézy H ₀₄	52

Seznam obrázků

Obrázek 1 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty testu Timed Up and Go před terapii s využitím virtuální reality a po této terapii.....	44
Obrázek 2 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty rychlosti chůze na přístroji Zebris FDM-T před terapii s využitím virtuální reality a po této terapii.....	45
Obrázek 3 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty délky kroku neparetické dolní končetiny při chůzi na přístroji Zebris FDM-T před terapii s využitím virtuální reality a po této terapii.....	45
Obrázek 4 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty testu Timed Up and Go před terapii s využitím rozšířené reality a po této terapii.....	47
Obrázek 5 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty 10 meter walk testu před terapii s využitím rozšířené reality a po této terapii.....	48
Obrázek 6 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty rychlosti chůze na přístroji Zebris FDM-T před terapii s využitím rozšířené reality a po této terapii.....	58
Obrázek 7 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty asymetrie délky kroku chůze na přístroji Zebris FDM-T před terapii s využitím rozšířené reality a po této terapii.....	49
Obrázek 8 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty testu Timed Up and Go před terapií bez využití obou výše zmíněných modalit a po této terapii.....	50
Obrázek 9 Krabicový graf zobrazující výsledné hodnoty rychlosti chůze na přístroji Zebris FDM-T před terapii bez využití obou modalit.....	51
Obrázek 10 Krabicový graf zobrazující porovnání efektu terapie všech tří skupin na chůzový test Timed Up and Go.....	53
Obrázek 11 Krabicový graf zobrazující porovnání efektu terapie všech tří skupin na asymetrii délky kroku obou dolních končetin.....	54

Seznam příloh

Příloha	1	Vzor	informovaného	souhlasu	
.....					91
Příloha	2	Functional	Ambulation	Classification	
(FAC).....					93
Příloha 3		Krabicové grafy pro hypotézu H_01			94
Příloha	4	Krabicové	grafy	pro	hypotézu
H_02					96
Příloha	5	Krabicové	grafy	pro	hypotézu
H_03					98
Příloha	6	Krabicové	grafy	pro	hypotézu
H_04					101

Přílohy

Příloha 1: Informovaný souhlas



Fakulta
zdravotnických věd

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: **Virtuální realita v terapii chůze u pacientů po CMP**

Období realizace: 2016/2017

Řešitelé projektu: Bc. Marek Matura pod odborným dohledem Mgr. Lucie Szmekové

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit účinnost virtuální a rozšířené reality v terapii chůze (u pacientů po cévní mozkové příhodě) na chodícím páse. Následně pak vyhodnotit, které aspekty chůze selepší a které naopak zhorší díky této terapii. Z účasti na projektu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika v podobě detailního rozboru vaší chůze s možnými návrhy na zlepšení. Také příležitost vyzkoušet si chůzi na chodícím páse s názvem Zebriis, který nabízí velkou řadu funkcí. Dále pak v případě zájmu získání výsledků z této studie. Rizika mohou nastat jen v podobě pádu, čemuž bude co nejvíce předcházeno. 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. Řešitel projektu mne informoval o podstatě výzkumu a seznámil mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne

podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a , že mám možnost kdykoliv od spolupráce na 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 (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu: _____
_____ V _____ dne: _____

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

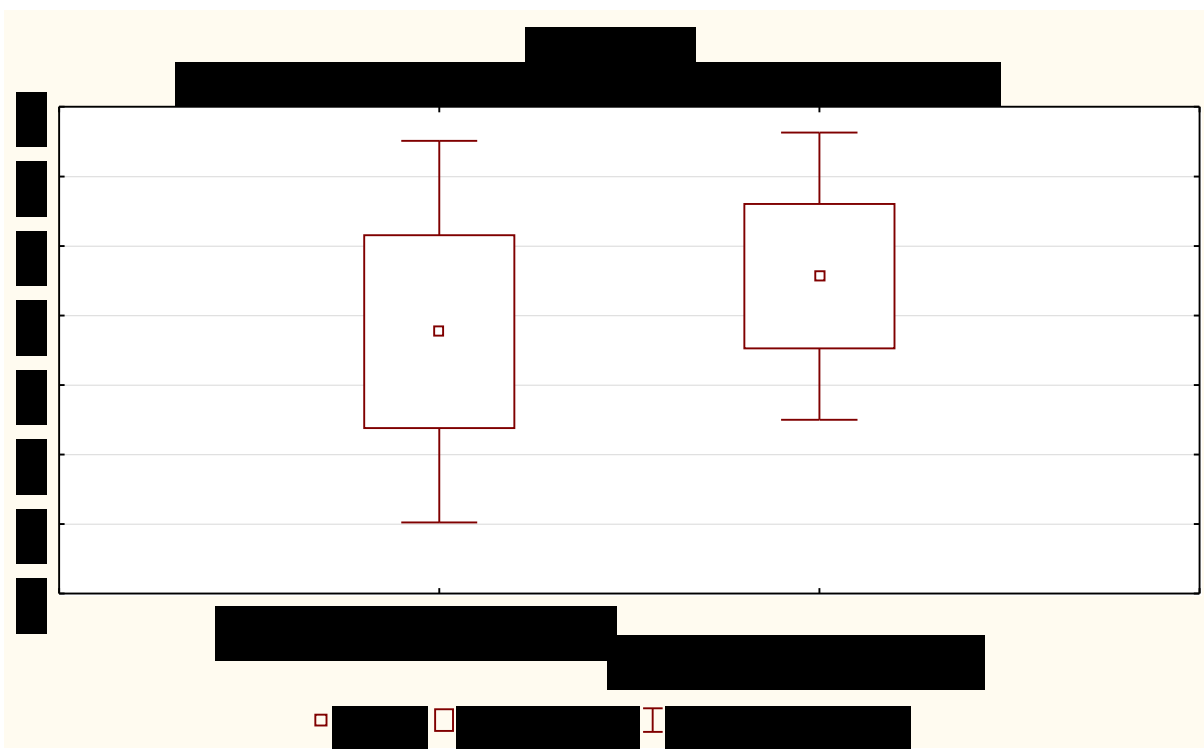
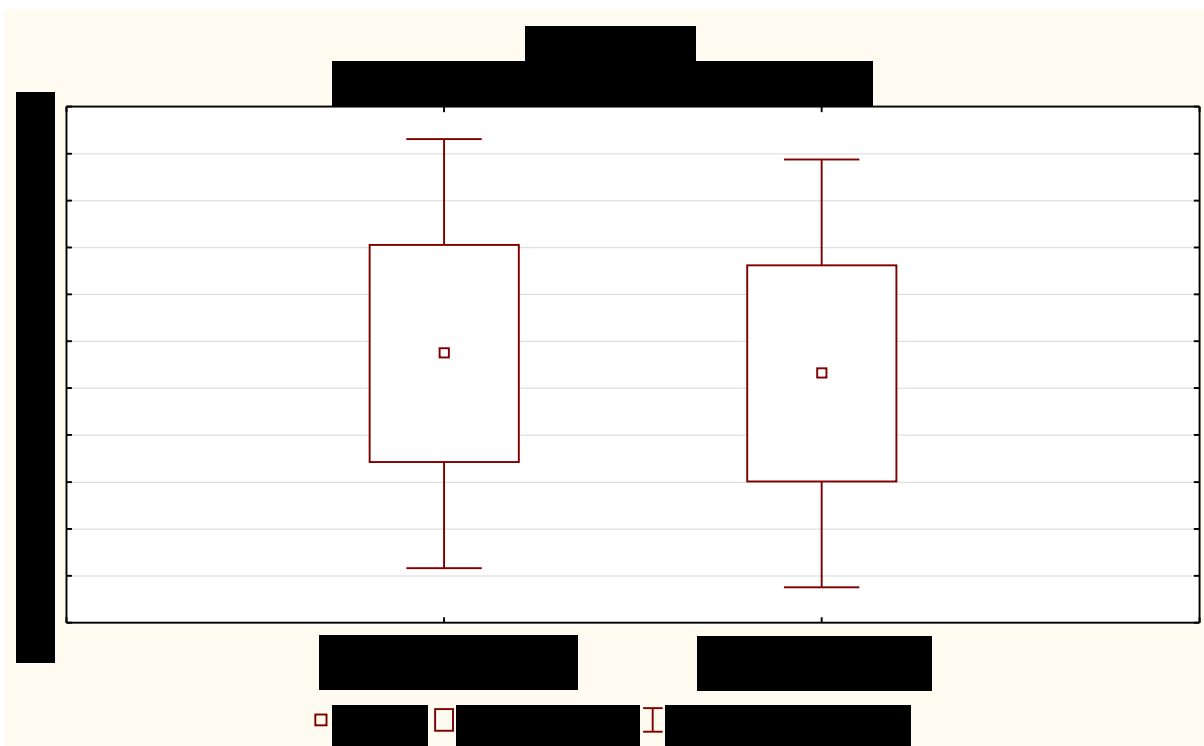
_____ V _____ dne: _____

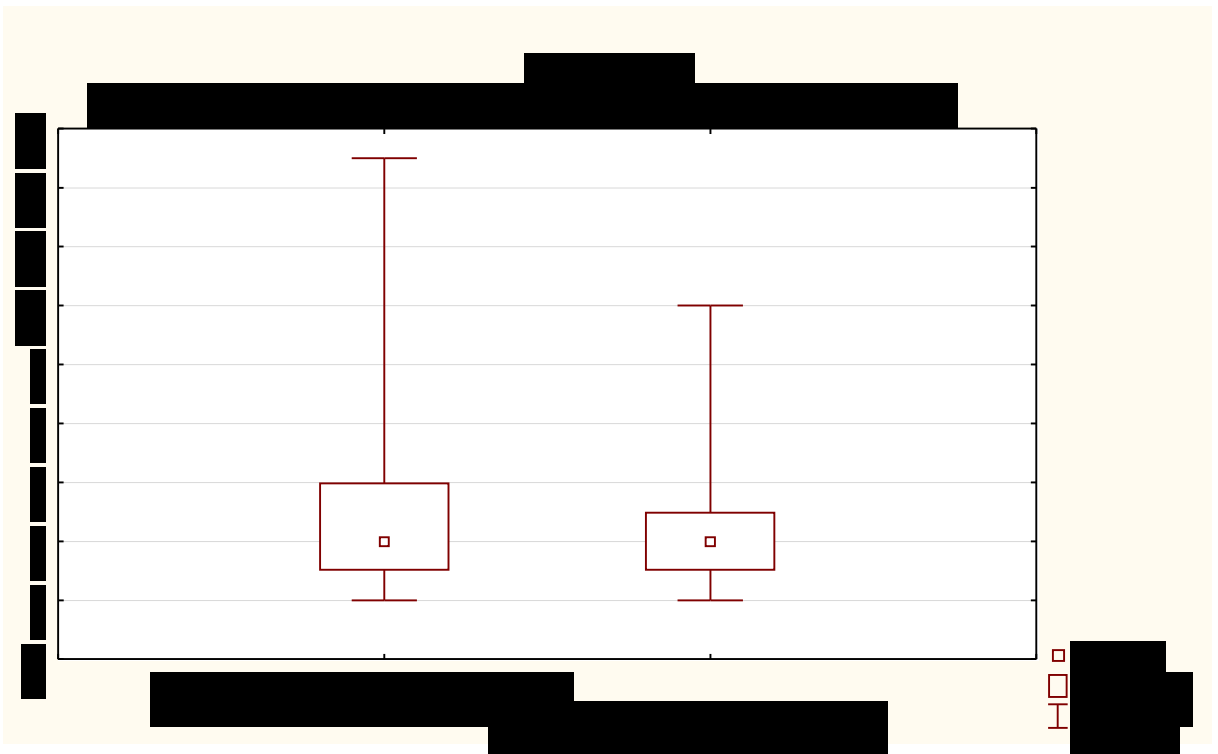
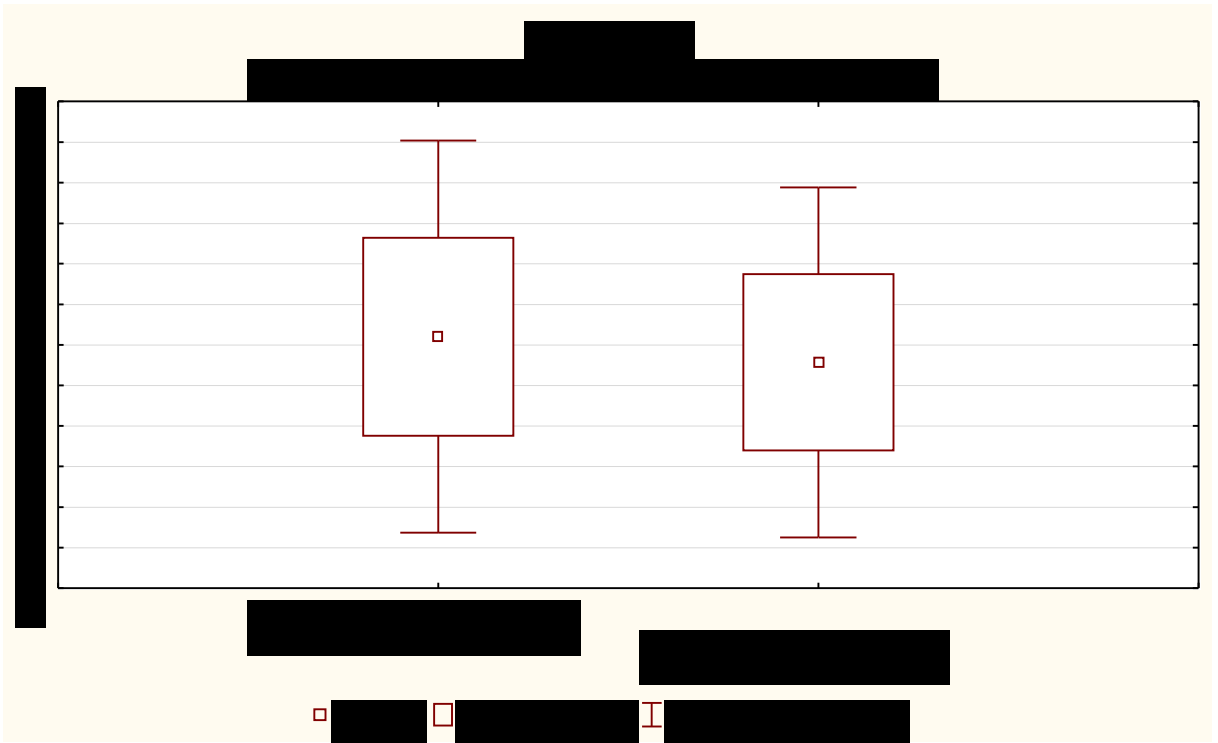
Příloha 2: Functional Ambulation Classification (FAC)

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

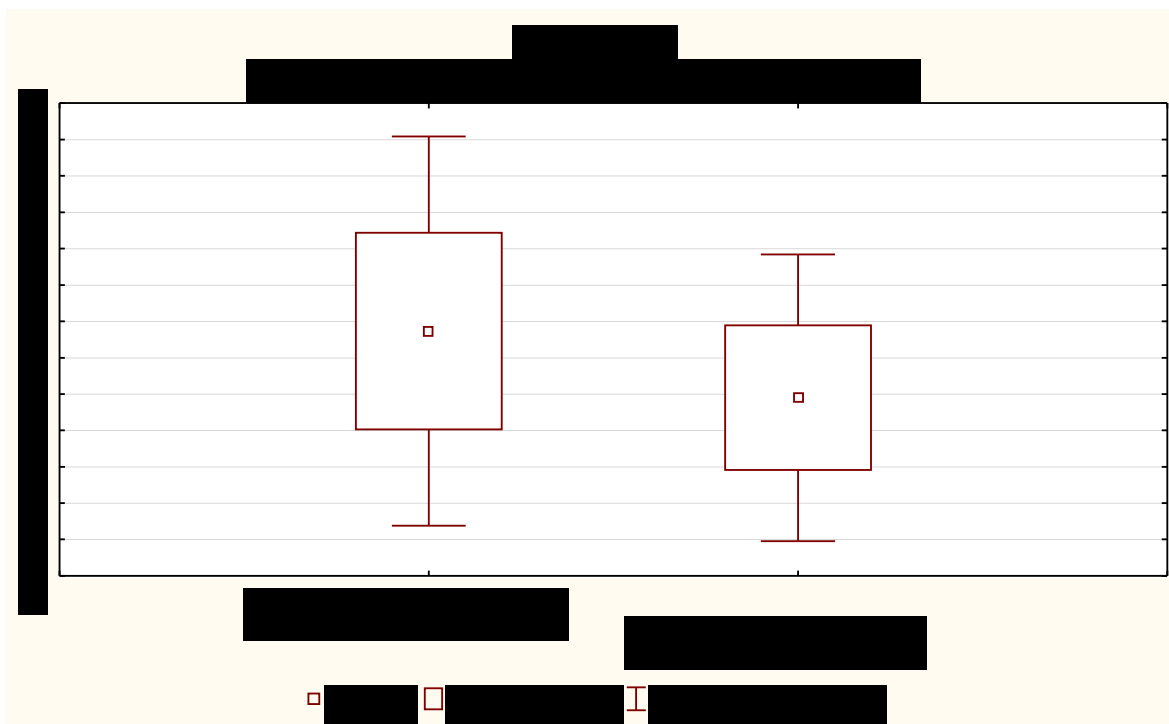
Legenda: (Opavský, 2003, s. 74)

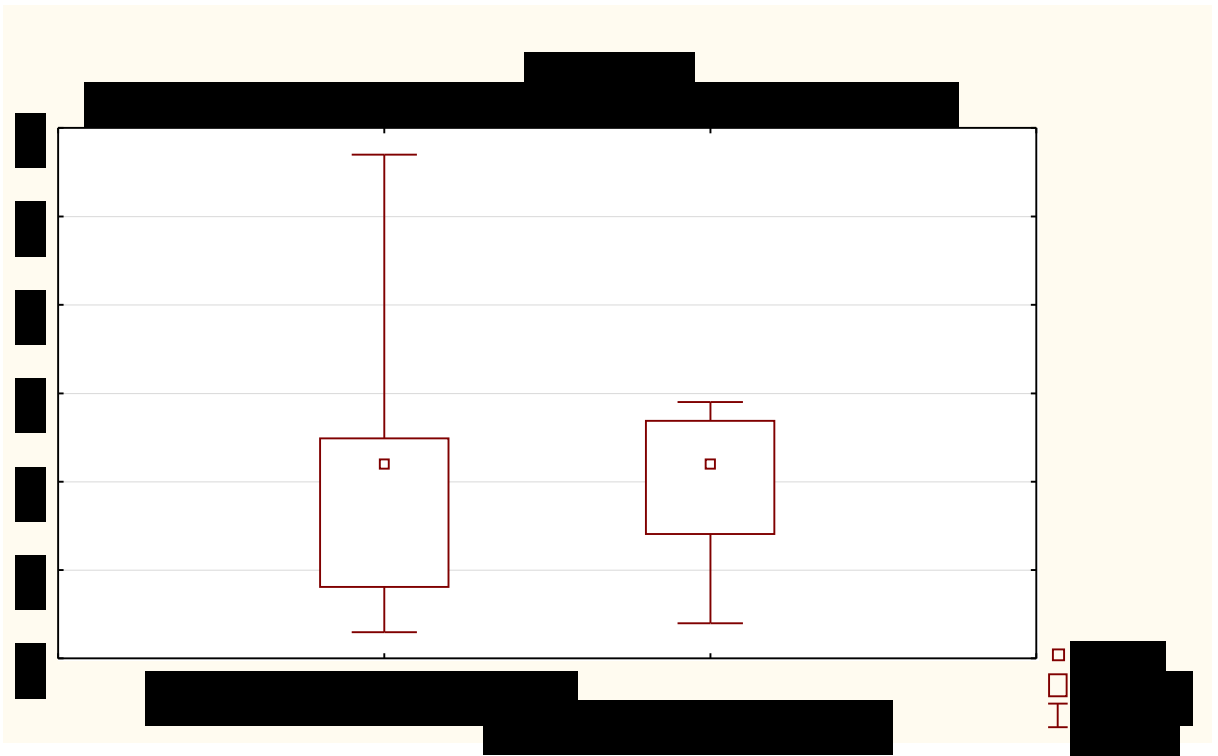
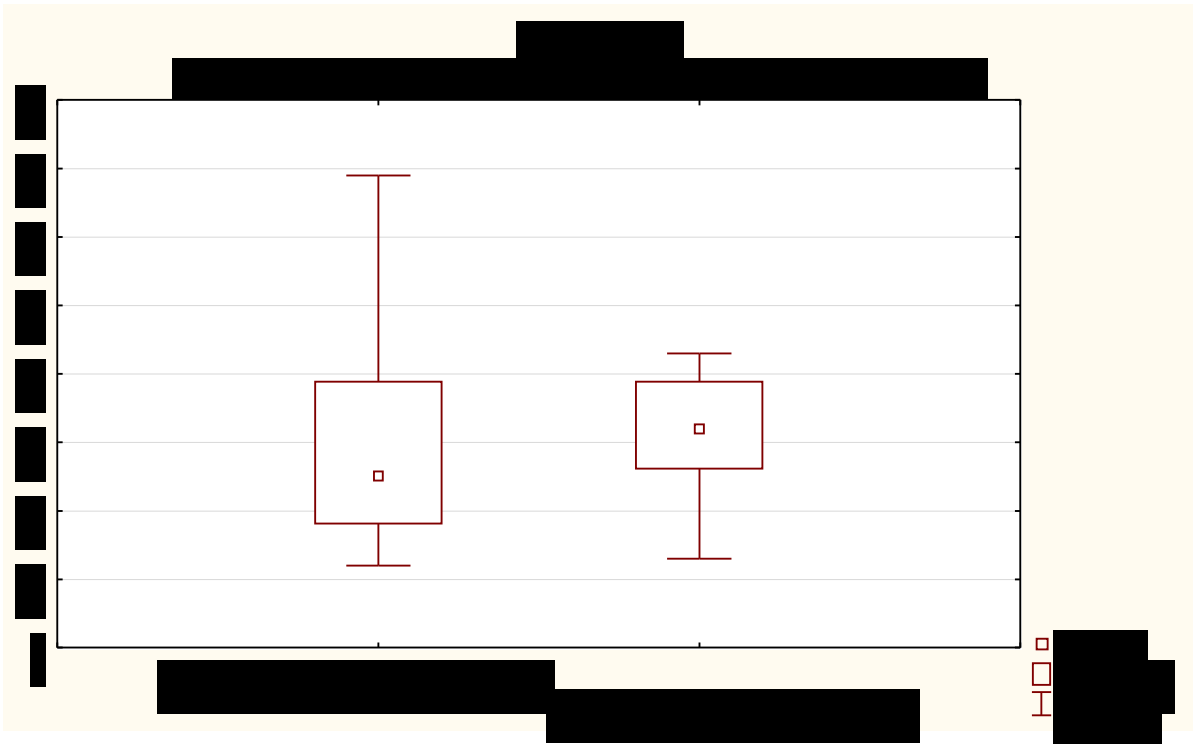
Příloha 3: Krabicové grafy pro hypotézu H_0



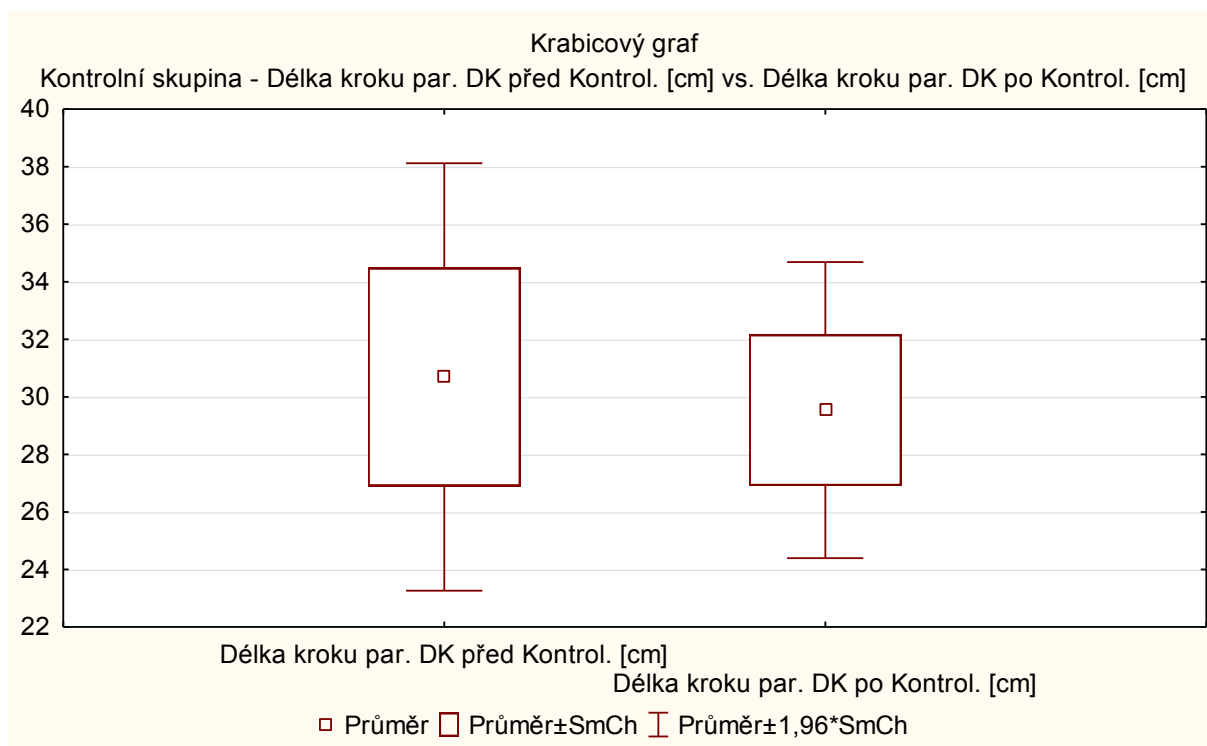
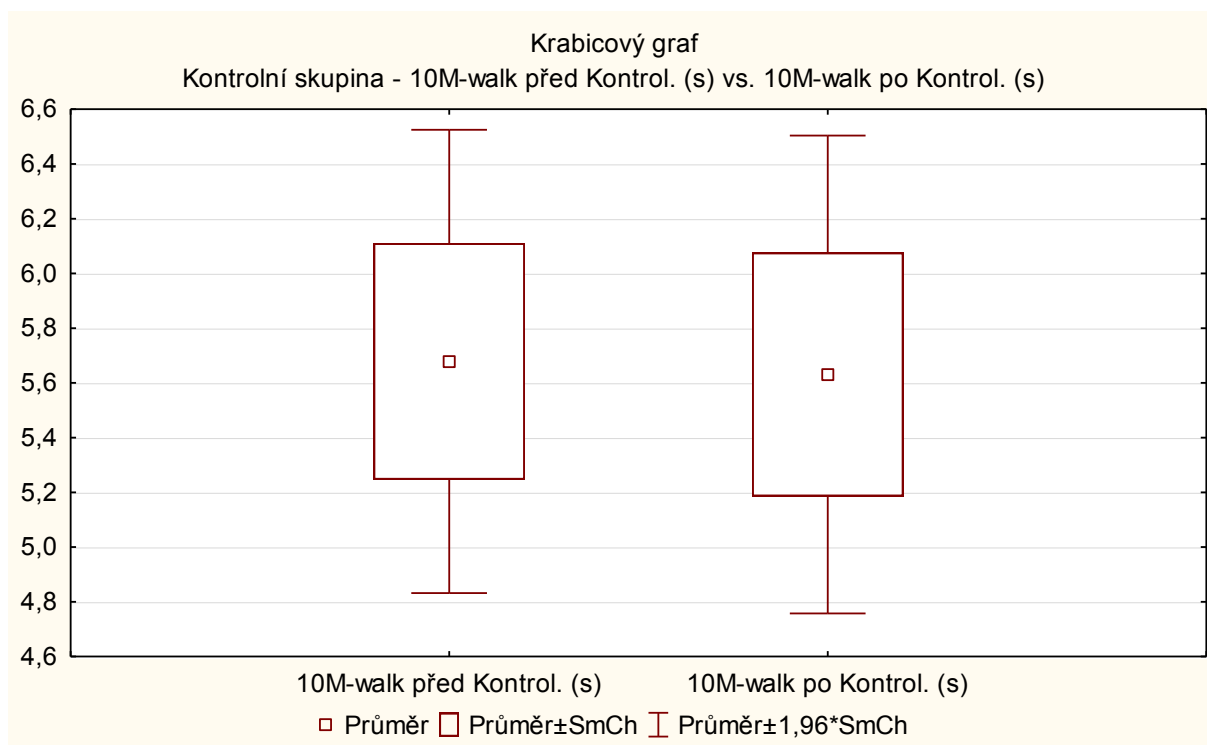


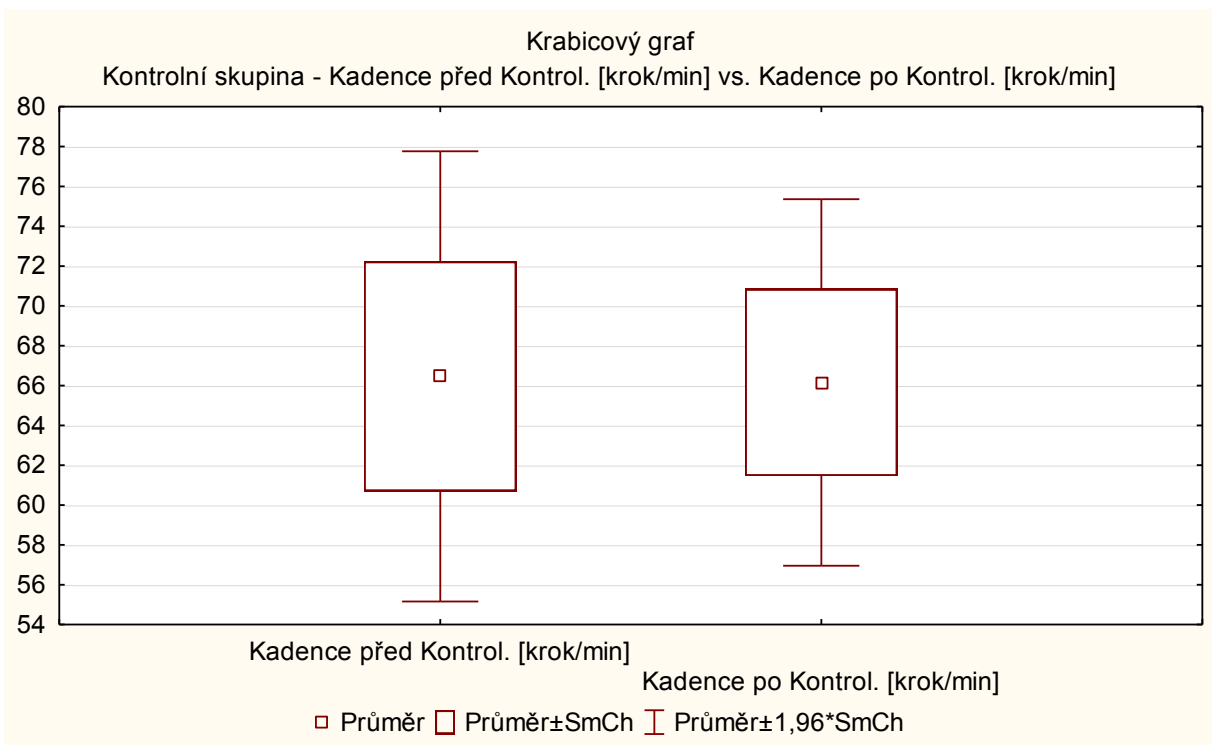
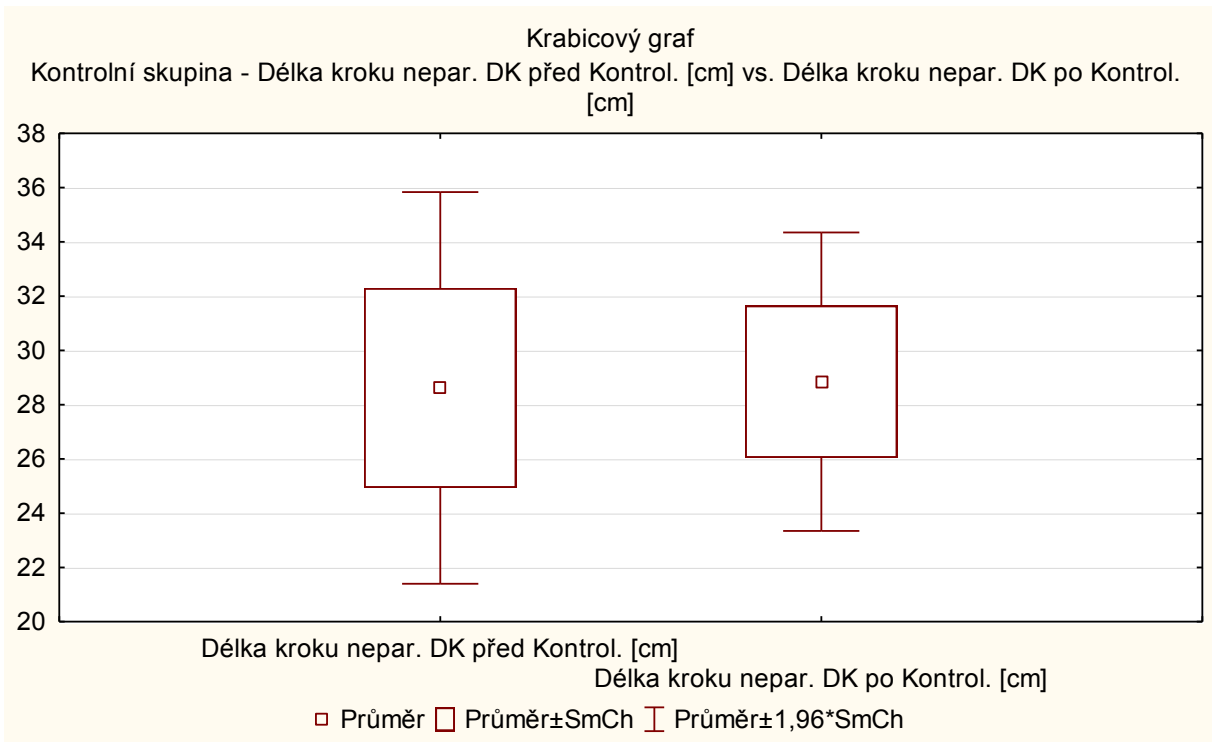
Příloha 4: Krabicové grafy pro hypotézu H_0

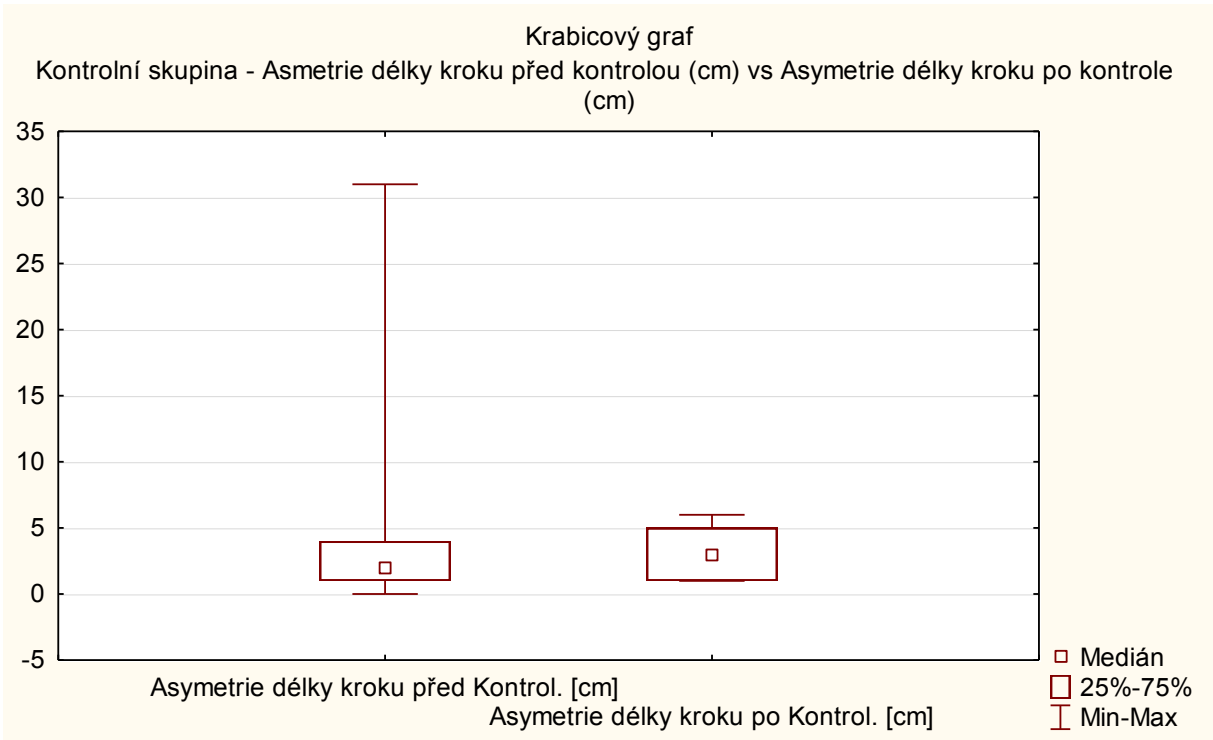




Příloha 5: Krabicové grafy pro hypotézu H_03







Příloha 6: Krabicové grafy pro hypotézu H₀₄

