

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Simona Reichertová

**AKTIVNÍ VIDEOHRY WII SYSTÉMU JAKO FORMA  
BALANČNÍHO TRÉNINKU-PILOTNÍ STUDIE**

Diplomová práce

Praha 2015

**Autor práce:** Bc. Simona Reichertová

**Vedoucí práce:** Mgr. Kateřina Medunová

**Oponent práce:** Mgr. Mariana Pospíšilová

**Datum obhajoby:** září 2015

## **Bibliografický záznam**

REICHERTOVÁ, Simona. Aktivní videohry wii systému jako forma balančního tréninku-pilotní studie. Praha: Karlova univerzita, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2015. 63 s. Vedoucí diplomové práce Mgr. Kateřina Medunová

## **Abstrakt**

**Úvod:** V teoretické části shrnuje diplomová práce poznatky ze zahraniční literatury týkající se virtuální reality a jejího využití v rehabilitaci, dále možnost přínosu aktivních videoher v rámci balančního tréninku, konkrétně herní konzole Nintendo Wii. Praktická část je pilotní studií, která hodnotí efekt balančního tréninku u pacientů s dětskou mozkovou obrnou pomocí této herní konzole.

**Metodika:** Do studie bylo zařazeno pět pacientů s dětskou mozkovou obrnou, tři ve formě spastické hemiparézy, dva ve formě spastické triparézy. Pacienti byli ve věku 8-18 let. Terapie probíhaly na herní konzoli Nintendo Wii, vybráním pěti her z cd/dvd Wii Fit Plus. Pacienti absolvovali celkem 8 terapií, s frekvencí jednou týdně. Jedna terapie trvala 20-30 minut, dle úspěšnosti v jednotlivých hrách. Efekt terapie byl hodnocen pomocí Balance Masteru, konkrétně pomocí testů Weight/Bearing squat (rozložení zatížení dolních končetin), mCTSIB (modifikovaný test balanční sensorické interakce), Limits of Stability (vychýlení CoG k hranicím opěrné baze), Rhythmic Weight Shift (rychlý aktivní přesun CoG), Walk Across (chůze), Tandem Walk (tandemová chůze) a Step/ Quick Turn (chůze s otočkou). Pro statistické vyhodnocení a porovnání výsledků před a po terapii byl využit Studentův párový t-test.

**Výsledky:** Po terapii došlo ke zvětšení výchylek CoG pro pohyb vpřed, vpravo a vlevo. Ke snížení reakčního času pro pohyb vzad. Došlo ke zvýšení průměrné rychlosti v ose pohybu latero-laterálním s frekvencí tři sekundy od jednoho cíle k druhému a ke zlepšení směrové kontroly při frekvenci pohybu dvě sekundy. Statisticky významně došlo ke snížení času potřebnému k provedení otočky vlevo a k snížení výchylek CoG při otočce vlevo.

**Závěr:** Po terapii došlo u dětí s DMO ke zlepšení schopnosti přemístit své CoG, zkrátil se čas potřebný k jeho přemístění a zvýšil se rozsah výchylek do daných směrů. Pacienti dokázali být při rytmickém přesunu CoG přesnější a rychlejší. Při chůzi a jejich modifikacích

se pacientům zúžila šířka baze, došlo ke zrychlení chůze a snížily se výchylky CoG. Terapie měla dopad i na zlepšení se ve složitějších dynamických testech, jako je zkrácení času při chůzi s otočkou. Další výzkum vyžaduje větší počet probandů. Pro hodnocení výsledného efektu terapie doporučujeme zařazení nejen balančních testů, ale i testů pro posouzení funkční hrubé motoriky a jemné motoriky.

**Klíčová slova:** virtuální realita, aktivní videohry, Nintendo Wii, balanční trénink, dětská mozková obrna, rehabilitace, Balance Master

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

## **Abstrakt**

**Introduction:** The theoretical part of the thesis summarizes findings from foreign literature on virtual reality and its use in rehabilitation, as well as the possibility of the benefits of active video games as part of balance training, specifically gaming console Nintendo Wii. The practical part is a pilot study to evaluate the effect of balance training in patients with cerebral palsy using this gaming console.

**Methods:** The study included five patients with cerebral palsy, three in the form of spastic hemiparesis, two in the form of spastic triparesis. Patients were aged 8-18 years. Therapy took place on the Nintendo Wii, selecting five games from cd/dvd Wii Fit Plus. Patients underwent a total of 8 treatments with a frequency of once a week. One therapy lasted 20-30 minutes, according to success in individual games. The effect of therapy was evaluated using the Balance Master, specifically through tests Weight / Bearing squat (weight distribution of the lower limbs), mCTSIB (modified test balance sensory interaction) Limits of Stability (CoG sway to the borders of support base), Rhythmic Weight Shift (fast active transfer of CoG), Walk Across, Tandem walk and Step/Quick Turn (walking with a turn). For statistical evaluation and comparison of the results before and after treatment was used Student's paired t-test.

**Results:** After the therapy CoG sway had increased for moving forward, right and left. Furthermore, there was a reduction of reaction time for the backward movement. There was an increase of average on axis velocity latero-lateral with a frequency three seconds from one mark to another and improvement of directional control movement at a frequency of two seconds. The time needed to perform a turn to the left was significantly reduced and also CoG sway was reduced during a turn to the left.

**Conclusions:** In children with cerebral palsy occurred after therapy to improve the ability to move their CoG, shorten the time needed to transfer and enhance the range of sways in the given direction. Patients could be moved in rhythmic transfer of CoG more accurate and faster. When walking, and its modifications the patients narrowed the base width, accelerated the gait and reduced CoG sway. Therapy had an impact on the improvement in the complicated dynamic tests such as the shortening of time while walking with a turn. Further research requires a larger number of subjects. For the final evaluation of the effect of therapy

we recommend the inclusion not only the balance tests, but also tests for assessing gross motor function and fine motor skills.

**Keywords:** virtual reality, active video games, Nintendo Wii, balance training, cerebral palsy, rehabilitation, Balance Master

I agree the theses paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Kateřiny Medunové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 15. 7. 2015 .....

### **Poděkování autora**

Na tomto místě bych ráda poděkovala Mgr. Kateřině Medunové, za cenné odborné podněty, připomínky a především trpělivost a vstřícnost při vedení a zpracování mé diplomové práce. Děkuji Martinu Línkovi za pomoc při statistickém zpracování dat. Děkuji všem pacientům a jejich rodičům za laskavou spolupráci. V neposlední řadě děkuji Milošovi a celé své rodině.



## OBSAH

OBSAH.....	9
SEZNAM ZKRATEK .....	10
1 ÚVOD.....	11
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	13
2.1 Virtuální realita.....	13
2.1.1 Výhody virtuální reality .....	14
2.1.2 Nevýhody virtuální reality.....	15
2.1.3 Využití virtuální reality v rehabilitaci .....	15
2.2 Aktivní videohry.....	16
2.2.1 Systém Nintendo Wii .....	17
2.3 Aktivní videohry a zlepšení balančních funkcí .....	19
2.3.1 Balanční funkce u dětí s dětskou mozkovou obrnou.....	21
2.3.2 Nintendo Wii a balanční trénink.....	22
3 CÍLE A HYPOTÉZY .....	25
4 METODIKA .....	26
4.1 Charakteristika souboru probandů.....	26
4.2 Postup měření .....	26
4.2.1 Weight Bearing/ Squat (WBS) .....	27
4.2.2 Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB) .....	27
4.2.3 Limits of Stability (LOS).....	28
4.2.4 Rhythmic Weight Shift (RWS).....	30
4.2.5 Walk Across .....	30
4.2.6 Tandem walk .....	31
4.2.7 Step/Quick Turn .....	31
4.3 Terapie - výběr her .....	32
4.4 Statistické zpracování dat .....	34
5 VÝSLEDKY.....	35
5.1 Výsledky k jednotlivým hypotézám .....	35
5.2 Shrnutí výsledků .....	47
6 DISKUZE .....	48
7 ZÁVĚRY .....	54
8 REFERENČNÍ SEZNAM .....	55
9 PŘÍLOHY .....	62

## SEZNAM ZKRATEK

2D	dvojměrný (dvojdímenzionální)
3D	trojměrný (trojdímenzionální)
ADL	activity daily living
BM	Balance Master
CNS	centrální nervový systém
CoG	Center of Gravity
CoP	Center of pressure
DCL	directional kontrol
DMO	dětská mozková obrna
EC	eyes closed (zavřené oči)
EO	eyes open (otevřené oči)
EPE	endpoint excursion
ES	endpoint sway
GMFCS	Gross Motor Function Classification System
GMFM	Gross Motor Function Measure
LOS	Limits of Stability (limity stability)
mCTSIB	Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance
MVL	movement velocity
MXE	maximum excursion
NASA	Národní úřad pro letectví a kosmonautiku
RT	reaction time (reakční čas)
RWS	rhythmic weight shift
S	speed (rychlost)
SD	směrodatná odchylka
SW	step width (šířka kroku)
TSL	turn sway left
TSR	turn sway right
TTL	turn time left
TTR	turn time right
TUDS	Timed Up and Down Stairs test
VR	virtuální realita
WBS	weight bearing squat

# 1 ÚVOD

V dnešním moderním světě hrají počítače a veškeré technologie s nimi spojené významnou úlohu. Zájem o ně stoupá u dětí i dospělých, a to at' těmi s postižením, či mezi zdravými. Dochází k neustálému zdokonalování a tomuto rozvoji se snaží přizpůsobit i oblast rehabilitace. Virtuální realita je zde využívána k navození interaktivního herního prostředí pro dosažení léčebných cílů. Trénink pomocí virtuální reality se stává využívaným v oblasti rehabilitace především pro pacienty s poruchou rovnováhy v rámci neurologického onemocnění, konkrétně například u pacientů po cévní mozkové příhodě, parkinsoniků, dětí s autismem, s deficitem pozornosti a hyperaktivitou, s dětskou mozkovou obrnou. Mimo neurologickou problematiku se trénink pomocí virtuální reality využívá u poúrazových stavů, u pacientů s vybranými ortopedickými vadami a u seniorů.

Zavedení systémů virtuální reality do praxe je spojeno s vysokými pořizovacími náklady, a proto se v posledních osmi letech do popředí zájmu dostává využití nízkonákladových komerčních videoher a je zkoumán jejich přínos především na poli neurorehabilitace.

Pohybová aktivita je přínosná pro každého člověka, o to více pro lidi s pohybovým omezením. Strach či nedostupnost konkrétních činností či sportů pro lidi s handicapem je leckdy limitujícím faktorem. Možnost hraní v bezpečném prostředí za využití již zmíněné pohybové aktivity k ovládnutí her, se zdá být vhodnou kombinací a celá tato terapie pak možným doplňkem ke konvenční léčbě v rámci komplexní léčebné rehabilitace.

Diplomová práce je rozdělena na část teoretickou a část praktickou. V teoretické části naší práce se zaměříme na virtuální realitu obecně a její využití v rehabilitaci. Dále bude práce směřována k aktivním videohrám v souvislosti se zlepšením balančních funkcí. Blíže se zaměříme na děti s dětskou mozkovou obrnou, jejich balanční schopnosti a jejich zlepšení prostřednictvím tréninku pomocí aktivních videoher, konkrétně pomocí herní konzole Nintendo Wii. V praktické části využijeme pro testování efektu terapie přístroj Balance Master a pro terapii herní konzoli Nintendo Wii, konkrétně cd/dvd Wii Fit Plus.

Tato diplomová práce je pilotní studií k chystanému projektu v rámci dětské kliniky rehabilitace FN Motol, který se bude zabývat terapeutickými účinky Vojtovy reflexní lokomoce a aktivních videoher na herní konzoli Nintendo Wii u dětí s dětskou mozkovou obrnou.

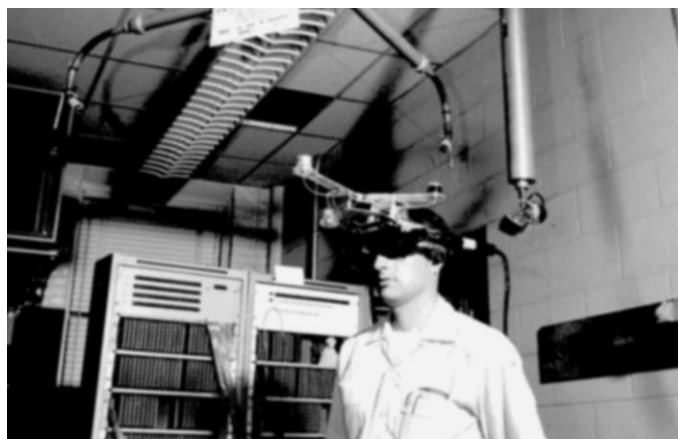
Cílem práce obecně je rešeršní shrnutí o možnostech využití aktivních videoher wii systému v rámci balančního tréninku. V praktické části je cílem zhodnocení efektu terapie pomocí systému Nintendo Wii u dětí s dětskou mozkovou obrnou za využití vybraných testů na

přístroji Balance Master. Jedním z výsledků této diplomové práce by tak měl být návrh vyšetřovacího a terapeutického protokolu k výše zmiňovanému výzkumnému projektu.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Virtuální realita

Virtuální realita (dále jen VR) je počítačem simulované virtuální prostředí. Jedná se o interaktivní, multisensorickou simulaci v reálném čase, která umožňuje uživateli získávat zkušenosti obdobné jako při běžných činnostech a aktivitách v reálném životě (Snider et al., 2010). Rozvoj virtuální reality jde ruku v ruce s rozvojem počítačových technologií - především počítačové grafiky. Počátky VR spadají do šedesátých a sedmdesátých let 20. století. Morton Heilig postavil v roce 1962 na základě vize tzv. Divadla zážitků (Experience Theatre) prototyp nazývaný *Sensorama*, který umožňoval při promítání krátkých filmů vnímat kromě obrazu a zvuku i vůni. Roku 1968 sestrojil Ivan Sutherland zobrazovací zařízení nositelné na hlavě. Toto zařízení se považuje za první přístroj vytvářející VR (obrázek 1).



**Obrázek 1** První Head-mounted display  
(zdroj: <https://www.google.cz/search?q=head+mounted+display>)

K velkému rozvoji přispělo v osmdesátých letech 20. století NASA. Pojem virtuální realita zavedl v roce 1984 Jaron Lanier. Díky němu došlo k mohutnému rozšíření v komerční oblasti, především díky přilbovému displeji (*head-mounted display*) a kontaktním rukavicím. V roce 1994 se následně objevilo první využití technologií VR pro herní účely, když společnost Nintendo uvedla na trh *Virtual Boy*, první 3D herní konzoli.

Virtuální prostředí se rozděluje do dvou podtypů. Prvním je *immersivní* virtuální realita, plně imersivního prostředí se docílí pomocí tzv. *head-mounted* displeje, kde se herní prostředí promítá na konkávní povrch v přilbě k docílení pocitu úplného vtažení - imerse (Rahman, S; Shaheen, A 2011; Snider et al., 2010). Druhým typem je tzv. *plošné* (desktop) virtuální prostředí, kde se požadovaný obraz promítá na počítačovou nebo televizní obrazovku.

Systémy virtuální reality lze rozdělit do tří stupňů:

- pasivní – účastník může pozorovat a vnímat virtuální okolí, které se mění. Pohyb ale nelze řídit.
- aktivní – účastník má možnost prostředí zkoumat. Pohyb může řídit (chodit, létat, skákat).
- interaktivní – účastník může prostředí měnit, uchopit předměty, přemísťovat je atd. (Horčík, 2006).

Virtuální realita je využívána v mnoha oblastech, jako je zábavní průmysl, sport, archeologie, konstruktérství, umění a medicína, včetně rehabilitace.

### **2.1.1 Výhody virtuální reality**

Výhod VR oproti běžné terapii je mnoho. VR poskytuje možnost přenést komplexnost reálného světa do zdánlivě bezpečného zázemí. Nabízí potenciál k vytvoření vlastního prostředí s velkým množstvím fyzikálních vlastností. Nejčastějším pozitivem zmiňovaným v jednotlivých studiích je zvýšení motivace a zaujetí pacienta. Pokud terapie pacienta baví a má k ní kladný vztah, je ochotnější spolupracovat a vydrží terapii provádět déle, často pacienta doslova mobilizuje z lůžka. Bryanton et al. (2006) prokázali, že využití VR zlepšuje efekt daného cvičení. Další zmiňovanou výhodou je bezpečnost, ve smyslu navození situací, které by v reálném životě byly pro pacienta nebezpečné či neproveditelné. Virtuální realita je univerzálním prostředkem pro vývoj aplikací, které je možné přizpůsobit tak, aby vyhovovaly potřebám dětí s postižením. Virtuální realita umožňuje terapie v domácím prostředí a tím i snížení nákladů na dopravu za rehabilitaci. Možné je získání okamžité dokumentace a vyhodnocení on-line uložených dat (Mao et al. 2014).

Přesto, že není v literatuře dostatek výzkumů, předpokládá se, že trénink ve virtuálním prostředí se zkušeností z prostorového učení přenesou do reálného světa (Hančinská, 2014). Z našich zkušeností víme, že při intenzivním – každodenním tréninku se pacienti (zvláště ti s neurologickými lézemi) zlepšují v řešení posturálně a balančně pro ně náročných situací, např. při stožení o zúžené bázi, při stožení na jedné dolní končetině či při doskocích z výšky.

### 2.1.2 Nevýhody virtuální reality

„Za limity považujeme, že tyto technologie neposkytují normální senzorickou a taktilní zpětnou vazbu, která je zásadní z hlediska senzomotorických principů učení. Možnost zcela korektního provedení pohybu je nad rámec možností těchto systémů (Dupalová et al., 2013, 138)“

Při využití virtuální reality k terapii může dojít k negativním projevům jako je například pálení očí či k rozvoji pohybové nevolnosti, tzv. *cybersickness*. Dále může dojít k únavě šíjového svalstva, což je typické spíše pro systémy využívající hlavové přilby a displeje.

Jak již bylo výše zmíněno přilbový displej (head-mounted display) umožňuje plné vtažení do virtuálního světa a vytvoření 3D efektu. Díky vysokým pořizovacím nákladům, stejně tak díky možným negativním projevům a velmi nepohodlnému a především pro děti těžkému použití přilby, dochází v oblasti rehabilitace k nárůstu využití tzv. *non Head-mounted devices*. Tyto systémy nenabízí plné vtažení do virtuálního světa a obraz je zde promítán plošně, pomocí počítačové či televizní obrazovky a dochází tedy jen k 2D efektu (Wang, 2011).

### 2.1.3 Využití virtuální reality v rehabilitaci

„Primárním cílem virtuální reality jako léčebného prostředku je zvýšení schopnosti provádět pohybové aktivity, větší jistota při nich a zapojení pacienta do takových pohybových aktivit, které jsou mu v běžném životě nedostupné“ (Snider et al., 2010, 121).

Terapie pomocí virtuální reality zahrnuje základní principy teorie motorického učení, kterými jsou aktivní opakované procvičování a pozitivní zpětná vazba (feedback) s cílem zvýšit funkční nezávislost při každodenních činnostech. „K vykonání optimálního pohybu je důležitá především motivace, pozitivní emoce, opakování, představa pohybu a vizuální zpětná vazba“ (Kolářová, 2012, 7).

Obecně se VR využívá k nácviku běžných denních činností (ADL). Konkrétně lze pomocí VR simulovat např. nakupování, dále se využívá ke zlepšení kognitivních funkcí. V oblasti pohybové terapie nachází uplatnění nejčastěji k nácviku chůzového stereotypu, zlepšení rovnovážných funkcí, ovlivnění bolesti, zlepšení funkce horní končetiny a snížení rizika pádů.

S terapií pomocí virtuální reality se setkáváme jak u dospělé populace, tak v oblasti pediatrie. U dospělé populace se virtuální realita využívá především u pacientů po cévní mozkové příhodě, po úrazech mozku, u pacientů s Parkinsonovou nemocí a u seniorů (Goble et al., 2014).

Jednotlivé studie se navzájem velmi liší a prozatím neexistují konkrétní doporučení, která by byla nejvhodnější a nejefektivnější. Konkrétně u pacientů po cévní mozkové příhodě začínal trénink ve většině studií šest měsíců po příhodě, v některých studiích jeden rok po příhodě a několik studií probíhalo v akutním stavu. Motorický deficit byl testován pomocí škály Fugl-Meyer, jemná motorika pomocí testu Box and Block Test. Trénink trval v rozmezí od dvaceti minut až po tři hodiny, minimálně třikrát a maximálně pětkrát týdně. Po dobu dvou až třinácti týdnů. Efekt tréninku sledovali hodnocením dosahu a úchopu horní končetinou. Tedy schopnost dosáhnout pro určité předměty, čas k tomu potřebný, poměr nadbytečných pohybů k pohybům přesně cíleným a rozsah pohybů palce a ostatních prstů ruky. (Rahman, S.; Shaheen, A., 2011).

U dětí je VR nejčastěji zmiňována v souvislosti s dětskou mozkovou obrnou, u dětí s deficitem pozornosti a hyperaktivitou, u dětí s autismem, s poruchami vestibulárního aparátu a u dětí s Downovým syndromem. U dětí s autismem se v jednotlivých studiích zmiňují obtíže a omezení jako je nemožnost trvání lekce déle než pět minut, některým dětem vadí užití přilbového displeje a mohou mít problém pochopit a naladit se na úkoly dané hry.

Dále bylo zjištěno, že zaujetí pomocí virtuální reality je účinnou a prospěšnou analgetickou komponentou. Jednou z tzv. *copingových strategií*, neboli způsobů jak zvládat zátěž, jakýkoliv nepříjemný či pro daného jedince nadlimitní stimul či se s ním vyrovnat, je odvrácení pozornosti. Právě toto odvrácení pozornosti je mechanismem, který pomáhá k zvládnutí nepříjemných situací. Pacient se poté místo na nepříjemný či bolestivý zákrok soustředí na zajímavé stimuly, zprostředkované pomocí virtuální reality. Dostupné studie hodnotí vnímání bolesti u zubních výkonů, při ošetření popálenin, při aplikaci chemoterapie. Nejčastěji je během výkonu měřena tepová frekvence a jsou využívány standardizované testy pro hodnocení úzkosti a bolesti. Celkově lze říci, že virtuální realita hraje významnou roli při snižování vnímání bolesti u dětí (Parson et al., 2009).

Velké množství systémů VR není komerčně využíváno, a pokud jsou dostupné, tak jsou velmi drahé. Proto se v současné době v oblasti rehabilitace testují nízkonákladové komerční technologie, herní systémy.

## 2.2 Aktivní videohry

Nejprve několik historicky významných událostí ve vývoji počítačových her - videoher. Za první počítačovou hru je považován Space War od studenta MIT Stevea Russella z roku 1961. V roce 1966 Ralph H. Baer vynalezl první domácí videoherní přístroj, který bylo možné



připojit k televizi. V průběhu 70. let se Atari stalo vedoucí společností na poli videoher, počítačové hry se tak začaly dostávat do povědomí širší veřejnosti (Horčík, 2006).

„Revoluci v řízení videoher přineslo jejich ovládání pomocí pohybu a vytvoření tzv. aktivních videoher. Do těchto systémů můžeme zařadit Nintendo Wii, X-Box Kinect, Play Station Eye Toy, eBaVIR a další. Kinect dovoluje uživateli ovládat videohru bez použití jakéhokoliv ovladače či zařízení, které by musel mít jedinec připevněné na svém těle. Podobný způsob ovládání má i systém eBaVIR. Play Station EyeToy a Nintendo vyžadují ke snímání pohybu další přídatná zařízení (konzole, plošiny)“ (Tvrdá, 2014, 10).

„Aktivní videohry jsou v oblasti rehabilitace pilotně zaváděny u pacientů s rozličnými diagnózami ve všech věkových kategoriích. Aktivní videohry jsou založeny na snímání pohybu lidského těla, které je zobrazeno v interakci s videohrou. Hry vyžadují pohyb hráče pro zapojení do hry a hráč tím také získává zpětnou vazbu o pohybu těla. Nejčastěji jsou hry využívány k dosažení některého z následujících efektů: zvýšení celkové úrovně pohybové aktivity, zvýšení energetického výdeje, zlepšení koordinace, nácvik rovnováhy a balančních funkcí, zvýšení síly, zlepšení provádění cílených pohybů“ (Dupalová et al., 2013, 136).

### **2.2.1 Systém Nintendo Wii**

Tento herní systém jsme si do naší diplomové práce vybrali především díky možnosti využití balanční podložky k ovládání vybraných her a tím dosažení chtěného cíle, tedy tréninku přenášení těžiště těla do latero-laterálního a antero-posteriorního směru a tím k případnému zlepšení balančních funkcí u dětí s dětskou mozkovou obrnou. Na rozdíl od herního systému X-Box (též dostupného na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství dětské části FN Motol), který je zaměřen spíše na orientaci v prostoru a koordinaci celého těla, jsme spatřovali výhodu systému Nintendo Wii v již zmíněném tréninku přenášení těžiště těla a také v možnosti korekce terapeutem v průběhu hraní. Dalším důvodem volby právě tohoto herního systému je jeho nejčastější využití v zahraničních studiích k výše zmíněnému nácviku balančních funkcí.

Systém Nintendo Wii přivedla na trh japonská firma Nintendo v roce 2006. Tato herní konzole se ovládá pomocí bezdrátového ovladače Wii Remote (Wiimote) a Wii balance board-balanční podložky. Dále lze s Wii Remote propojit tzv. Nunčak, tím vznikne ovládací prvek pro obě ruce. Dalšími komponenty, do kterých lze Wii Remote připnout a hru ovládat jsou např. golfové hole, volant a ping-pongové pálky.

Wii Remote (obrázek 2) je bezdrátový ovladač vybavený akcelerometrem (pohybovým snímačem) a minikamerou. Snímá pohyb ve třech osách a dopočítává vzdálenost od senzoru, který je v blízkosti televize, na kterou se promítá obraz. Senzor tedy snímá ovladač držený v ruce a odvozuje z něj pohyby ruky.



**Obrázek 2** Wii Remote

Wii balance board (obrázek 3) je bezdrátová balanční plošina spojená s Wii konzolí přes Bluetooth. Je vybavena čtyřmi snímači tlaku (tenzometry) v rozích obdélníkové plošiny. Při stožení na balanční plošinu dochází k měření (zaznamenávání) výchylek latero-laterálních a předozadních. Senzory uvnitř snímačů jsou umístěny v pevně dané vzdálenosti, což umožňuje díky měřeným výchylkám vypočítat těžiště osoby stojící na plošinu. K výpočtu slouží speciální rovnice, které jsou v systému zadány a které zpracovávají čísla ze všech čtyř snímačů (Goble et al, 2014).

Systém Nintendo Wii je nejčastěji zastoupeným balančním zařízením pracujícím s virtuální realitou.

Systém Nintendo Wii má i své nevýhody, které v praxi spatřujeme především v nemožnosti diferenciací dolních končetin. Herní systém také neumožňuje navolení hry tak, aby se dal cíleně trénovat konkrétní problém, např. zatížení paretické strany u pacienta s hemiparézou.



**Obrázek 3** Nintendo Wii Balance Board

### **2.3 Aktivní videohry a zlepšení balančních funkcí**

Balance je obecný termín, kterým rozumíme dynamiku postury těla, která má za cíl zabránit pádu (Winter, 1995). Dle Véleho (2006) je posturální stabilita aktivní stabilizace polohy těla, respektive postury, na pevné podložce.

Schopnost udržovat rovnováhu je dovednost jedince měnit těžiště těla spolu s adekvátním pohybovým doprovodem. Balance vyžaduje simultánní a nepřetržité zpracování informací z mnoha systémů. Patří sem informace ze senzorů vizuálních, vestibulárních a proprioceptivních, kognitivní integrace spojená s pozorností a výkonnými funkcemi. A v neposlední řadě také senzorio-motorická zpětná vazba. „Balanční kontrola ve stoji je komplexem senzomotorických dějů založených na automatických a reflexních spinálních programech, pod kontrolou supra spinálních center v mozgovém kmeni, mozečku a kůře“ (Mao et al. 2014, s. 1629). Pro správné fungování rovnovážného systému je potřeba fungování výše zmíněných složek jednotlivě, ale také jejich vzájemná souhra a spolupráce (Vrabec, 2002). Dobré balanční schopnosti jsou důležité pro každého člověka. Snížená míra stability s sebou vždy přináší funkční problém pro daného jedince. Porucha rovnováhy neboli balance je jednou z hlavních příčin vedoucích ke zhoršení mobility a posturální kontroly a doprovází specifická onemocnění, traumata nebo se její zhoršení může rozvinout se zvyšujícím se věkem.

Uměle vytvářené obrazy – situace pomocí virtuální reality poskytují pacientům s poruchou rovnovážných funkcí možnost soustředit se na udržení rovnováhy a veškerou pozornost zaměřit na tento problém, za přispění neustálého optického feedbacku. To pacientům zajišťuje obnovení jejich koordinačního a balančního vnímání. Využití zmíněného optického feedbacku

je mohutným signálem pro reorganizaci senzomotorických okruhů. Právě zrakový feedback se dle studií jeví jako jeden z nejvýznamnějších pro následné zlepšení balančních funkcí.

Pro testování posturální stability se využívá mnoho testů. V klinických studiích souvisejících s hodnocením posturální stability, dynamické rovnováhy a funkční mobility se nejčastěji setkáváme s následujícími: stoj na jedné dolní končetině, Timed Up and Go test (TUG), Funkční dosahový test (Functional reach test), 6 -ti minutový test chůze. Využívanou je také *Berg Balance Scale*, která posuzuje statické a dynamické balanční schopnosti. Provedení testu zabere 15 – 20 minut a obsahuje 14 jednoduchých balančních úkolů. K hodnocení posturální stability se využívají i přístrojové metody využívající tenzometrické nebo silové plošiny. „Mezi nejčastěji využívané systémy patří Kistler, AMTI, Bertec a NeuroCom. Poslední jmenovaný je přímo určen pro klinické využití, protože je vybaven softwarovou aplikací, která umožňuje hodnotit výsledky jednotlivých testů“ (Kolář et al., 2009, 199).

V naší diplomové práci jsme konkrétně využili NeuroCom® Balance Master® Systems (dále jen BM systém). BM systém umožňuje hodnocení a terapii balančních a pohybových schopností pacientů. Komponenty, ze kterých je BM systém složen, jsou silová plošina a PC (obrázek 4). BM systém měří vertikální průmět Center of Gravity (dále jen CoG). Celková vertikální síla působící na plošinu byla určena pomocí několika vzorců pracujících s výchylkami v předním a zadním směru a v pravém a levém směru. Pacientova výška CoG a určení jeho limitů stability byly vypočítány na základě běžné výšky. Hodnocenými parametry jsou trajektorie CoG, úhlová rychlost CoG (CoG sway velocity) ve stupních za sekundu a index působící vertikální síly. Jednotlivé testy, které tento systém využívá lze rozdělit do dvou skupin. První skupinou jsou testy hodnotící senzomotorické schopnosti, jde o testy *Weight bearing squat* – hodnotící rozložení zatížení dolních končetin, *Single leg stance* – stoj na jedné dolní končetině, *Limits of Stability* – vychýlení těžiště k hranicím opěrné baze, *Clinical Test of Sensory Interaction on Balance* – test balanční senzomotorické interakce a *Rhythmic weight shift* – rychlý aktivní přesun těžiště. Druhou skupinou jsou testy hodnotící funkční činnosti, jde o testy *Sit to Stand* – vstávání ze sedu, *Step over* – přestup schůdku, *Walk Across* – chůze, *Step and turn* – chůze s otočením, *Tandem walk* – tandemová chůze a *Forward lung* – výpad vpřed

([http://www.natus.com/index.cfm?page=products\\_1&crd=271&contentid=397#balmaster](http://www.natus.com/index.cfm?page=products_1&crd=271&contentid=397#balmaster)).

Bližší o jednotlivých testech, které jsme vybrali pro hodnocení v naší diplomové práci, pojednáváme v kapitole 4.2.



**Obrázek 4** NeuroCom® Balance Master® Systems (silová plošina, PC)

Nově se pro testování posturální stability testuje samotná *Wii Balance Board*.

### **2.3.1 Balanční funkce u dětí s dětskou mozkovou obrnou**

V následující kapitole bychom se rádi zaměřili konkrétně na balanční funkce u dětí s dětskou mozkovou obrnou (dále jen DMO) a využití aktivních videoher jako součást komplexní terapie u těchto dětí.

„Dětská mozková obrna je skupinou onemocnění postihující pohybový vývoj a držení těla, mající za následek omezení veškerých činností. Charakterizována je neprogresivním poškozením vyvíjejícího se mozku, které vznikne v průběhu fetálního vývoje, v průběhu porodu či v raných obdobích postnatálně“ (Bonnechère et al., 2014, 1900).

Rose et al. (2002) ve své studii porovnávali hodnoty vycházející z měření CoP na silové plošině (blíže ve své studii nespecifikovali) u 23 dětí s DMO ve formě spastické diparézy s hodnotami získanými od 92 zdravých dětí stejného věku. Konkrétně šlo o délku trajektorie, kterou CoP urazí během testování, průměrnou velikost amplitudy vychýlení CoP a frekvenci oscilací CoP. Zprůměrované první dvě hodnoty byly u dětí s DMO signifikantně vyšší než u kontrolní skupiny. Nejvíce abnormálních hodnot (u 9 z 23 dětí s DMO) bylo u velikosti amplitudy vychýlení CoP. Autoři hodnotí, že ke změnám v řízení dynamických balančních funkcí u dětí s DMO dochází jak díky postižení CNS, tak díky mechanickým změnám držení

těla. K tomu, aby byla dětem s DMO poskytnuta adekvátní léčba, je nutné odlišit mezi tím, co jsou jejich biomechanické limity a co je důsledkem nedostatečné posturální kontroly.

Léčebnou snahou u dětí s DMO obecně je co největší zapojení do běžných denních aktivit, především díky zlepšení funkce a minimalizování dopadu sekundárních problémů, kterými jsou například svalové kontraktury či kostní deformity.

Nový přístup, který představují aktivní videohry, nabízí velké množství výhod, mezi kterými je jako nejdůležitější vnímán boj proti pacientově demotivaci (Bonnechere et al., 2014). První pokusy se zavedením aktivních videoher do rehabilitačního programu dětí s DMO proběhly před patnácti lety. Od té doby vzniklo velké množství studií, které se využíváním aktivních her zabývají. Bonnechere et al. (2014, 1910) hodnotí dostupné studie následovně: „Ve studiích je nedostatek informací o pacientech. DMO je obecný termín, který zahrnuje mnoho kategorií jako je např. hemiparéza, diparéza, atd. Stejně tak je daná intervence (hry) popsána velmi omezeně. Proto je velmi složité porovnávat jednotlivé studie mezi sebou a vytvořit tak charakteristiku vhodnosti pro danou populaci“. Přesto se začlenění aktivních videoher zdá být vhodným doplňkem stávající terapie, minimálně díky jednoznačnému benefitu, kterým je zvýšení motivace pacientů.

### **2.3.2 Nintendo Wii a balanční trénink**

Studií, zabývajících se využitím herní konzole Nintendo Wii v oblasti neurorehabilitace, konkrétně pro hodnocení a trénování balančních funkcí, stále přibývá. V prvních pěti letech (tedy od roku 2007 do roku 2010) bylo studií kolem deseti. Od roku 2011 do současnosti je již počet dostupných studií trojnásobný.

Nejčastěji se využívá cd/dvd Wii Fit Plus, konkrétně přímo hry, které nabízí tento software. Jedná se o balanční hry (*Wii Fit Balance games*) a některé studie využívají hry ze sekce jóga (*Wii Fit yoga*). Rozdílem je, že v balančních hrách jde o dynamickou kontrolu nad CoP a v hrách z jógy jde o statickou balanční kontrolu (Goble et al, 2014). Další hry, které nabízí software Wii Fit Plus jsou v sekci Posilování, Aerobní cvičení a Kombinované. V některých studiích vymysleli autoři vlastní hry a využili jen data přicházející z Wii balanční plošiny. Tento způsob umožňuje vytvořit hry, které odpovídají specifickým požadavkům, např. pro pacienty s omezenými kognitivními funkcemi (Goble et al., 2014).

Pro testování před a po odehrání série her se k měření balančních schopností nejčastěji využívá *Berg Balance scale* a *Timed up and Go test*. Autoři si tyto testy nejčastěji vybírají díky běžnému použití v klinickém prostředí, pro své jasné zpracování a také díky nízkým

pořizovacím nákladům potřebného vybavení. Někteří autoři si pro testování zvolili více komplexní hodnocení balančních schopností jako je například testování limitů stability pomocí *Neurocom Balance manager system*.

Co se týká dózování terapie, tedy jak dlouhá má být jedna terapie a kolik terapií s jakou frekvencí je nejúčinnější není dosud známo a v jednotlivých studiích se tato čísla značně rozcházejí. Statisticky zpracované údaje jednotlivých studií zabývajících se balančním tréninkem pomocí Wii Fit zpracoval ve své studii Goble et al. (2014): vypočítaný medián vychází na 12 terapií trvajících 30 minut, což může sloužit jako návod pro další studie. Jak ale autor doporučuje, bylo by vhodné provést další studie zaměřené pouze na ideální stanovení parametrů, které by měly maximální možný efekt a vedly k pozitivním změnám.

### **Deutsch et al. (2008)**

Tato studie je první publikovanou prací zabývající se využitím nízkonákladových, komerčních herních technologií k rehabilitaci pacienta s dětskou mozkovou obrnou. Autoři si v této studii kladli za cíl popsat vhodnost a výsledky používání nízkonákladových, komerčně dostupných herních systémů k rozšíření rehabilitačních možností u dětí s dětskou mozkovou obrnou. Pacientem byl třináctiletý adolescent s dětskou mozkovou obrnou ve formě spastické diparézy, dle GMFCS stupeň III. K hodnocení efektu terapie byly využity následující testy: Test of Visual Perceptual Skills, Quality of Upper Extremity Skills Test (QUEST) a Gross Motor Function Measure (GMFM), Posture Scale Analyzer pro hodnocení posturální kontroly ve stoje s otevřenými a následně zavřenými očima, posledním bylo hodnocení funkční mobility a to pomocí ušlé vzdálenosti. Z testu GMFM byly využity dvě z pěti částí a to podtest D (stoj) a E (chůze, běh, skoky). Pacient podstoupil 11 tréninkových lekcí v průběhu čtyř týdnů, které trvaly v rozmezí 60 až 90 minut a využily se hry Wii sports, konkrétně box, tenis, bowling a golf. Pacient trénoval vsedě i ve stoje. Byl zaznamenán pozitivní výsledek v mnoha testech. V testu Visual Perceptual Skills došlo ke zlepšení ve všech měřených hodnotách. Došlo ke snížení výchylek CoP při zavřených i otevřených očích, medio-laterální výchylky se staly více symetrické při zavřených očích, antero-posteriorní při očích otevřených. Došlo i k zvýšení ušlé vzdálenosti ze 45,7 metrů na 76,2 metrů.

### **Jelsma et al. (2013)**

Autoři ve své práci hodnotili využití Nintendo Wii Fit Plus k tréninku u 14 dětí s DMO ve formě spastické hemiparézy. Asymetrické zatížení, stejně tak jako samotná spasticita mohou vést k svalovým atrofiím, růstové retardaci, slabosti na paretické straně a omezení balančních

funkcí. Intervence, která by zlepšila balanční schopnosti a schopnost přenášet váhu na postiženou stranu by mohla vést k pozitivnímu a dlouhodobému funkčnímu zlepšení. Do studie byly zařazeny děti ve věku 7-14 let s dětskou mozkovou obrnou ve formě spastické hemiparézy, dle GMFCS stupeň I a II. Děti neměly zrakové ani sluchové poškození, netrpěly epilepsií a v době studie u nich neprobíhala žádná ortopedická intervence. Měření probíhalo pomocí *Bruininks-Oseretsky test of Motor Proficiency (BOT-2)*, který se běžně používá k hodnocení jemné a hrubé motoriky u dětí ve věku 4-21 let. Konkrétně byly použity podtesty 5 (*balance*) a 6 (*running speed and agility*). A dále dle *Timed Up and Down Stairs test (TUDS)*. Dále autoři hodnotili rozsah pohybu v kolenním kloubu a v kotníku pomocí goniometru a spasticitu v *musculus quadriceps*, *triceps surae* a v hamstrinzích pomocí Modifikované Ashwortovy škály. Nakonec se všech probandů dotazovali, jakou terapii by si vybrali, zda-li běžnou fyzioterapii, či terapii na Nintendo.

Terapie probíhala v průběhu tří týdnů, čtyřikrát týdně po dobu 25 minut. Byly vybrány hry ovládané pomocí přenosu váhy v antero-posteriorním směru (*snowboarding*), v medio-laterálním směru (*skiing*, *penguin game* a *soccer*) a kombinací obou (*bubble game* a *hula hoop*). V každé cvičební lekci si děti vybraly dvě rozdílné hry z různých skupin a hrály je minimálně po dobu 10 minut.

Autoři zaznamenali zlepšení TUD-2, podtestu 5-*balance* a toto zlepšení přetrvalo dva měsíce po terapii. U třinácti ze čtrnácti testovaných došlo k signifikantnímu zlepšení. Nedošlo k signifikantnímu zlepšení v TUD-2, podtestu 6, přestože se většině dětí test vykonával po terapii lépe. V testu TUDS též nedošlo k významnému zlepšení, naopak u šesti dětí došlo ke zhoršení. Většina dětí preferovala Nintendo před běžnou fyzioterapií a docházelo u nich k zlepšování herního výkonu.



### **3 CÍLE A HYPOTÉZY**

Cílem práce v její teoretické části bylo rešeršní shrnutí poznatků o využití aktivní videohry systému Nintendo wii v rámci balančního tréninku obecně. V praktické části jsme se zaměřili na změnu rovnovážných funkcí u dětí s DMO po terapii vedené pomocí Nintendo Wii, konkrétně souborem her na cd/dvd Wii Fit Plus. Zjišťovali jsme efekt dané terapie, který jsme hodnotili testováním před a po terapii pomocí sedmi vybraných testů na Balance Masteru. Cílem bylo zjistit, zda aktivní videohra Nintendo Wii má potenciál zlepšit balanční reakce u dětí s DMO. V případě, že ano, pak vytvořit (dle dat dostupných z rešerše a vlastního hodnocení) protokol měření výsledků a terapeutický protokol k dalšímu výzkumu.

#### **Hypotéza 1**

U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Weight Bearing/Squat.

#### **Hypotéza 2**

U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Modified CTSIB.

#### **Hypotéza 3**

U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Limits of Stability.

#### **Hypotéza 4**

U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Rhythmic Weight Shift.

#### **Hypotéza 5**

U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Walk Across.

#### **Hypotéza 6**

U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Tandem Walk.

#### **Hypotéza 7**

U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Step/Quick Turn.

## **4 METODIKA**

### **4.1 Charakteristika souboru probandů**

Studie se zúčastnilo pět pacientů s diagnózou dětská mozková obrna, tři ve formě spastické hemiparézy, dva ve formě spastické triparézy. Oslovili jsme těchto pět pacientů (tři chlapce a dvě dívky), kteří byli vyhledáni v kartotéce vedené na dětské části Kliniky rehabilitace a tělovýchovného lékařství ve Fakultní nemocnici Motol.

#### ***Kritéria pro výběr pacientů a zařazení do studie:***

Diagnóza dětská mozková obrna ve formě spastické triparézy nebo hemiparézy. Pacienti byli ve věku 8-18 let. Neměli plánovanou žádnou operaci v průběhu terapie. Neměli žádnou jinou terapii paralelně probíhající v době výzkumu a minimálně jeden měsíc před ním. Pacienti byli schopni absolvovat 6 -ti minutový test chůze bez použití pomůcek. Provedli adekvátní funkční úchop horních končetin, umožňující úchop Wii remote. Měli dostatečné kognitivní schopnosti, umožňující provádět pokyny daných her, odebráno z anamnestických dat.

#### ***Vstupní hodnocení:***

Odebrání anamnestických údajů, zaznamenáno do anamnestického dotazníku (příloha č. 1).

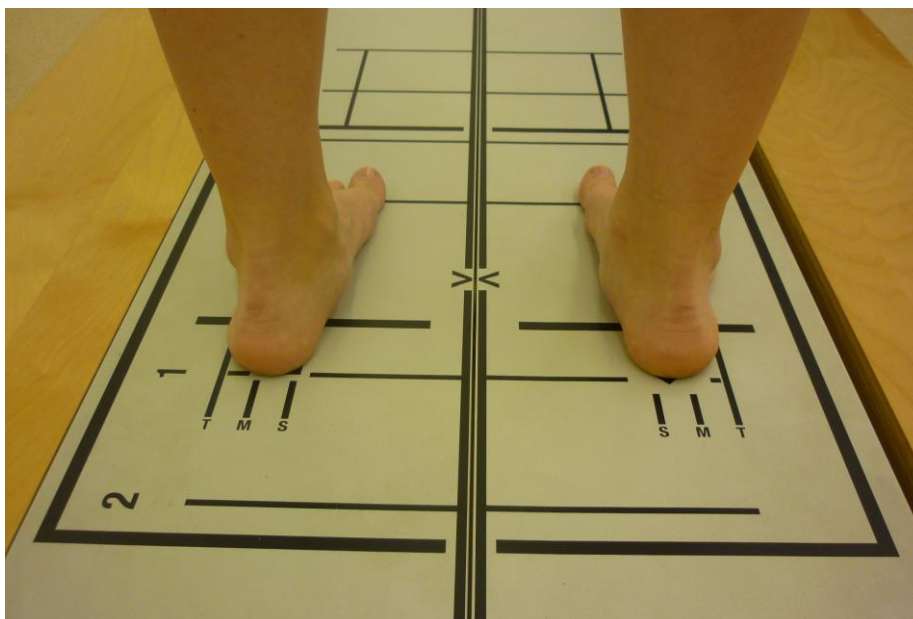
Průměrný věk pacientů byl 11,6 let.

Pacienti a jejich zákonní zástupci byli řádně informováni o zařazení do studie a svůj souhlas stvrdili podepsáním informovaného souhlasu (příloha č. 2).

### **4.2 Postup měření**

Měření probíhalo před zahájenou terapií a po terapii v klidné místnosti na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství, FN Motol a trvalo půl hodiny. Pacienti 48 hodin před měřením nekonzumovali potraviny a nápoje s obsahem kofeinu a nebrali medikaci, která by mohla mít vliv na jejich stabilitu. U pacientů bylo provedeno posturografické vyšetření pomocí stabilometrické plošiny Balance Master® (obrázek 4). Vyšetření prováděla zaškolená magistra fyzioterapie. Na počátku byly odebrány základní anamnestické údaje (věk a výška) a zadány do softwaru Balance Masteru. Umístění na plošinu bylo vždy dle daných pravidel (obrázek 5), vnitřní kotník je na tlusté vodorovné čáře, střed patní kosti na střední „M“ linii. Pacient se v průběhu měření nesmí přidržovat, aby nedošlo k ovlivnění výsledků. Byly použity testy Weight Bearing/ Squat, Modified CTSIB, Limits of Stability, Rhythmic Weight Shift, Walk Across, Tandem Walk a Step/Quick Turn, které jsou blíže popsány

v následujících kapitolách. Před zahájením testování byl každému pacientovi vysvětlen postup provedení jednotlivých testů.



**Obrázek 5** Detail umístění chodidla na plošinu

#### **4.2.1 Weight Bearing/ Squat (WBS)**

Tento test vypovídá o symetrii stoje a vyšetření probíhá ve čtyřech pozicích:

- plná extenze v kolenních kloubech – vzpřímený stoj
- 30° flexe v kolenních kloubech
- 60° flexe v kolenních kloubech
- 90° flexe v kolenních kloubech

Instrukce pro pacienta: „Udržte pokud možno stejné rozložení váhy na obou dolních končetinách v daných pozicích.“

Test hodnotí procentuální zatížení dolních končetin pomocí číselné hodnoty doplněné o grafické zobrazení.

#### **4.2.2 Modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance (mCTSIB)**

Modifikovaný sensorický test sestává ze čtyř vyšetření za postupně se zhoršujících podmínek pro udržení stability stoje. Dochází k ovlivnění vjemů vizuálních a proprioceptivních, za využití pěnové podložky (obrázek 6). Každé vyšetření se třikrát opakuje.

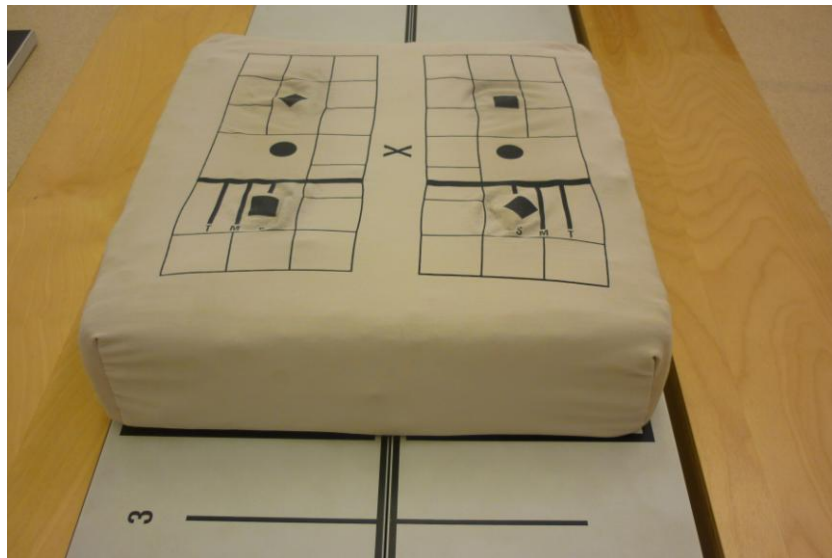
- Otevřené oči, stoj na pevné podložce (Eyes Open, Firm Surface), *Firm-EO*
- Zavřené oči, stoj na pevné podložce (Eyes Closed, Firm Surface), *Firm-EC*

- Otevřené oči, stoj na pěnové podložce (Eyes Open, Foam Surface), *Foam-EO*
- Zavřené oči, stoj na pěnové podložce (Eyes Closed, Foam Surface), *Foam-EC*

Instrukce pro pacienta: „Stůjte, co nejklidněji a nejrovněji, jak to jen lze.“

Test hodnotí:

- Úhlovou rychlost výchylek pacientova CoG (*CoG Sway Velocity*), hodnota udává poměr vzdálenosti, kterou urazí CoG za dobu 10 sekund, a to ve stupních za sekundu. Čím je hodnota nižší, tím lépe pacient ovládá výchylky svého CoG.
- Umístění těžiště (*CoG Alignment*), udává polohu pacientova CoG ve vztahu k centru opěrné báze na začátku každého testu.
- Graficky a číselně test zobrazuje stopu pohybu CoG za všech výše zmíněných podmínek - *CoG Trace*, průměrnou rychlost výchylek ve formě sloupcového grafu pro každé vyšetření - *Mean CoG Sway Velocity*.



**Obrázek 6** Pěnová podložka (využití u testu mCTSIB)

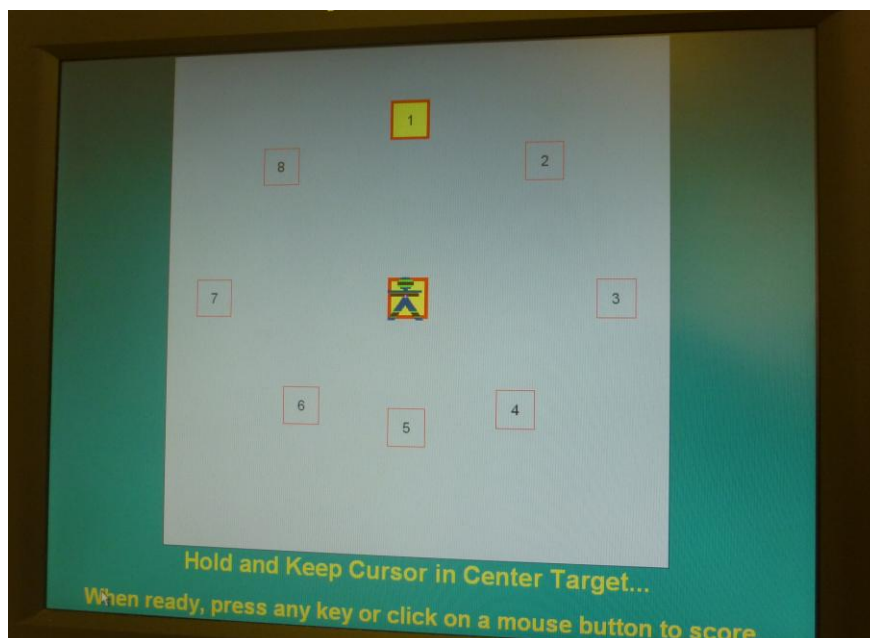
#### 4.2.3 Limits of Stability (LOS)

LOS kvantifikuje maximální vzdálenost, do které je vyšetřovaný schopen přemístit své CoG bez ztráty balance, kroku nebo nutnosti podpory. Po obvodu je umístěno osm bodů-teoretických limitů stability pro daného jedince (obrázek 7), do následujících směrů: přímo dopředu (*forward*), dopředu šikmo vpravo (*forward-right*), přímo doprava (*right*), dozadu šikmo vpravo (*backward-right*), přímo dozadu (*backward*), dozadu šikmo vlevo (*backward-left*), přímo doleva (*left*), dopředu šikmo vlevo (*forward-left*).

Instrukce pro pacienta: „Přesuňte své CoG z počáteční pozice, znázorněné na displeji panáčkem, tak rychle a přesně, jak jen můžete, k druhému bodu, který se rozsvítí a zkuste držet v něm či nejbliže, jak je to možné.“

Pacient má na dosažení cíle 8 sekund. Test hodnotí následující parametry:

- Reakční čas (*Reaction Time*) – RT, čas v sekundách měřený od instrukce k pacientovi k samotnému započetí pohybu.
- Průměrná rychlost CoG (*CoG Movement Velocity*) – MVL, průměrná rychlost pohybů CoG ve stupních za sekundu.
- Výchylka v koncovém bodě (*Endpoint Excursion*) – EPE, vzdálenost prvního pohybu k určenému cíli, vyjádřená jako procentuální vzdálenost LOS. Koncový bod je vyjádřením bodu, ve kterém se počáteční pohyb zastaví při přímé cestě k danému cíli.
- Maximální výchylka (*Maximum Excursion*) – MXE, maximální vzdálenost dosažená během pohybu k danému cíli, též vyjádřená v procentech LOS.
- Směrová kontrola (*Directional Control*) – DCL, porovnává množství pohybů v určeném směru s pohyby mířícími mimo daný směr. 100% vyjadřuje úplnou kontrolu pohybu do daného směru.



**Obrázek 7** Limits of Stability (osm směrů, do kterých pacient postupně umisťuje panáčka své CoG)

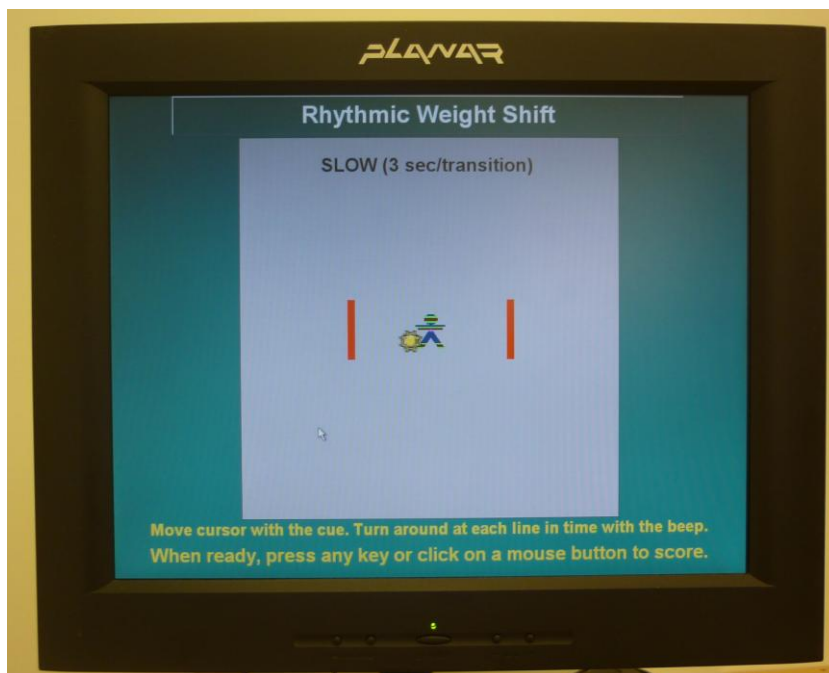
#### 4.2.4 Rhythmic Weight Shift (RWS)

RWS kvantifikuje schopnost pacienta rytmicky pohybovat svým CoG zleva doprava, tzn. latero-laterálně a zepředu dozadu, tzn. antero-posteriorně v prostoru vymezeném dvěma hranicemi ve třech přesných rytmech (interval po 3 sekundách – pomalý, po 2 sekundách – středně rychlý a po 1 sekundě – rychlý). Měření je tedy celkem šest.

Instrukce pro pacienta: „Přenášejte váhu zprava doleva či zepředu dozadu, tak abyste pohyboval svým CoG znázorněným na obrazovce panáčkem (Obrázek 8), ve stejném rytmu jako se hýbe terč (panáček chce být v neustálém kontaktu s terčem).“

Test hodnotí:

- Průměrnou rychlost v ose pohybu (*On-Axis Velocity*) ve stupních za sekundu.
- Směrovou kontrolu (*Directional Control*), která porovnává množství pohybů směrem k hranicím s množstvím pohybů za hranicemi. Udává se v procentech.



**Obrázek 8** Rhythmic Weight Shift (přenos váhy latero-laterálně v pomalém rytmu)

#### 4.2.5 Walk Across

Walk Across charakterizuje chůzi vyšetřovaného pacienta přes délku plošiny v “ustáleném stavu“, tzn., že pacient začíná chůzi před plošinou a pokračuje za ní, na plošině se tedy nerozchází a nezastavuje na ní.

Instrukce pro pacienta: „Přejděte plošinu, jak je vám přirozené.“

Test měří:

- Šířku kroku (*step width*) v centimetrech.
- Délku kroku (*step length*) v centimetrech.
- Rychlost chůze (*speed*) v centimetrech za sekundu.
- Symetrii délky kroku (*step length symmetry*), porovnává délku kroku vpravo a vlevo, vyjádřením procentuálním z celkové délky kroku.

#### 4.2.6 Tandem walk

Tandemová chůze kvantifikuje stabilitu a rychlost pacientovy chůze, která vypadá tak, že pacient pokládá jednu nohu před druhou (tzv. chůze špička-pata) z jednoho konce plošiny na druhý.

Instrukce pro pacienta: „Jděte, jak nejrychleji můžete z jednoho konce plošiny na druhý, pomocí chůze špička-pata a na konci se zastavte.“

Test hodnotí:

- Šířku kroku (*step width*) – SW v centimetrech.
- Rychlost (*speed*) – S v centimetrech za sekundu, jde o rychlost postupu vpřed, pomocí kroků jdoucích za sebou.
- Úhlová rychlost výchylek CoG při zastavení (*endpoint sway velocity*) – ES, jde o rychlost předo-zadních výchylek v pěti sekundách po konečném zastavení na plošině.

#### 4.2.7 Step/Quick Turn

Hodnotí chůzi s otočkou na obě strany. Tento test je zaměřen především na analýzu otočky do obou směrů.

Instrukce pro pacienta: „Jděte dva kroky vpřed, poté se rychle otočte o 180° a vraťte se na začátek.“

Test hodnotí:

- Délka trvání otočky vpravo (Turn Time Right) – TTR, čas v sekundách potřebný k otočce vpravo. Čas se měří od momentu, kdy vyšetřovaný zastaví pohyb vpřed a končí v momentě, kdy je zahájen pohyb do opačného směru.
- Délka trvání otočky vlevo (Turn Time Left) – TTL, čas v sekundách potřebný k otočce vlevo.

- Rychlost výchylek CoG při otočce vpravo (Turn Sway Right) – TSR , jde o průměrnou hodnotu ve stupních za sekundu.
- Rychlost výchylek CoG při otočce vlevo (Turn Sway Left) – TSL.

### 4.3 Terapie - výběr her

Terapie probíhaly ve FN Motol, v místnosti vybavené herní konzolí Nintendo Wii (obrázek 9). Terapií bylo celkem 8, s frekvencí jednou týdně. Jeden trénink trval 20 – 30 minut, přesnou délku trvání určila úspěšnost pacienta v jednotlivých hrách (viz. popis her dále). Pacienti byli instruováni o správném postoji na balanční plošině, tedy každá dolní končetina ve vyšrafovaném obdélníku na Wii Balance Board (obrázek 3). Pohyb – ovládání her by měl pacient provádět pohybem v kotnících, pokud bude třeba tak pohybem v kyčlích. Pohyby nad kyčelním kloubem nejsou zaznamenány. Terapeut do terapie nezasahoval a manuálně pacienta nekorigoval. Instrukce probíhala vždy jen slovně, s nácvičkou stoje na balanční plošině před zahájením terapie.

Byly vybrány čtyři hry z cd/dvd Wii Fit Plus, konkrétně ze sekce balančních her (*Balance Games*) a jedna ze sekce *Trainig Plus*. Každou z her hrál pacient dvakrát.

Cílem balančních her obecně je pohybovat virtuální postavou (zvanou „Mii“), pomocí přesouvání CoP, která zastupuje daného hráče. V některých hrách je vyžadována kontrola přesouvání CoP pouze v průběhu jedné osy (např. medio – laterální), což je pro hráče nejjednodušší. Naproti tomu jiné hry vyžadují větší kontrolu nad CoP skrze současné přemísťování v průběhu medio-laterální i antero-posteriorní osy (Goble et al., 2014). Proto jsme vybrali pro naši studii následující hry.



**Obrázek 9** Herní konzole Nintendo Wii (umístění při terapii)



- **Ski slalom**

Hráč stojí na balanční plošině čelem k obrazovce a je zobrazen jako lyžař. Plynulým přenášením váhy latero-laterálně hráč ovládá projíždění jednotlivými lyžařskými brankami označenými barevnými vlajkami. Přenášením váhy předozadně dochází k ovládnutí rychlosti jízdy, čím více dojde k zatížení špiček, tím jede lyžař rychleji. Cílem je projet co největší počet branek, co nejrychleji.

Hra je zaměřena na plynulost přenosu těžiště předozadně a latero-laterálně.

- **Ski jump**

Hráč stojí na balanční plošině čelem k obrazovce a opět je zobrazen jako lyžař. Hru začíná podřepem, přenesením váhy na přední část chodidla se koriguje rychlost sjezdu. V momentě, kdy hráč dojde k červené linii na konci skokanského můstku, extenduje kolena (čímž dojde ke skoku lyžaře) a drží rozložení váhy rovnoměrně na obou dolních končetinách ve vzpřímeném postoji. Cílem je co nejdělsí skok.

Hra je zaměřena na přesun těžiště vpřed a na rytmicitu. Hráč musí správně načasovat odraz ze skokanského můstku tím, že vyhodnotí, jak rychle se přibližuje k červené linii (tedy ke konci skokanského můstku). K odrazu nesmí dojít příliš brzy ani pozdě, v obou případech je skok neúspěšný.

- **Table tilt**

Hráč stojí na balanční plošině čelem k obrazovce. Na obrazovce je zobrazeno plato s balonky. Přesouváním váhy do všech směrů se hráč snaží nasměrovat balonky do otvorů v platu. Hra graduje na obtížnosti počtem přibývajících balonků a změnou tvaru plata.

- **Penguin slide**

Hráč stojí na balanční podložce čelem k obrazovce. Hra zobrazuje dítě jako tučňáka stojícího na ledové kře. Hra je zaměřená na přenášení váhy latero-laterálně a vyžaduje relativně rychlou změnu přenesení váhy. Úkolem je chytit co největší počet ryb skákajících kolem ledové kry. Při nedostatečném či pomalém přenesení váhy může tučňák spadnout do vody. Hra je limitována časem dvě minuty, během kterého má tučňák nasbírat co největší počet ryb.

- **Segway**

Hráč stojí na balanční podložce čelem k obrazovce a v ruce drží ovladač Wii remote. Rychlost jízdy segwaye se ovládá pomocí předo-zadního přesunu váhy, zatáčení pomocí ovladače. Cílem hry je trefit co největší počet balónů v čase tři minuty.

Hra je zaměřena na přesun těžiště vpřed a vzad, na koordinaci ruka-virtuální prostředí a na diferencování pohybu dolních a horních končetin.

#### **4.4 Statistické zpracování dat**

Pro zpracování dat získaných ze systému Balance Master byla použita aplikace Microsoft Excel. Hodnoty naší skupiny nám dovolovaly pro statistické vyhodnocení a porovnání výsledků před a po terapii na herní konzoli Nintendo Wii využití Studentova párového t-testu.

## 5 VÝSLEDKY

Výsledky budou rozebrány níže dle daných hypotéz. V tabulkách číslo 1 - 11 jsou uvedeny výsledky jednotlivých testů z Balance Masteru. Každá skupina výsledků je vyjádřena průměrnou hodnotou (prům), směrodatnou odchylkou (SD) a mediánem. Pro potvrzení statisticky významného rozdílu jsme měli standardně nastavenou hodnotu  $p \leq 0,05$  (ve zmíněných tabulkách označeno červeně).

### 5.1 Výsledky k jednotlivým hypotézám

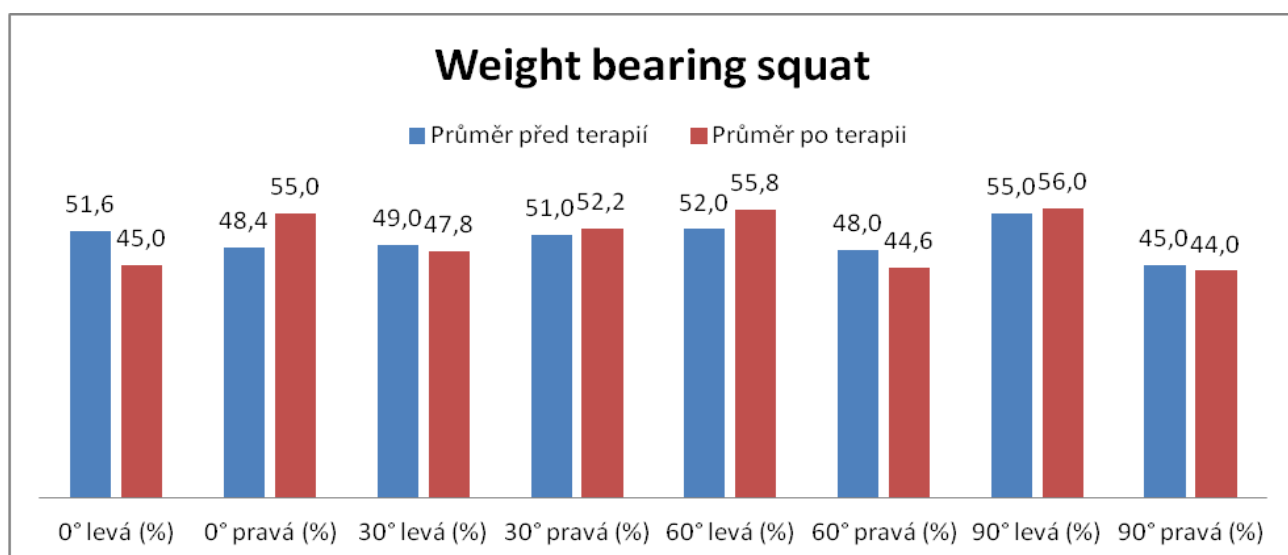
#### **H 1 U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Weight Bearing/ Squat.**

Tutu hypotézu jsme nepotvrdili. Ideální rozložení váhy je 50% na každé dolní končetině. U zdravé populace se za normální odchylku považují hodnoty  $\pm 7\%$  (tedy hodnoty do 57% a 43%). Tyto normy jsou uvěřitelné pro dospělou populaci, normy pro děti prozatím nejsou k dispozici. Normu jsme u tohoto testu mohli použít jako referenční hodnotu, podle které jsme mohli snáze určit efekt terapie. U testu s extendovanými koleny a s 30% flexí v kolenních kloubech byli před terapií vždy dva pacienti mimo hranici normy a po terapii jeden pacient. U flexe 60% byl před terapií mimo hranice normy jeden pacient, po terapii dva. U flexe 90% byli mimo hranice normy před terapií dva pacienti, po terapii čtyři.

U testu s extendovanými koleny, při 30% a 60% flexe v kolenních kloubech se vždy tři pacienti zlepšili. U testu s 90% flexe se zlepšili dva pacienti. Ve všech testech se dva pacienti ve svých výsledcích po terapii zhoršili. Zlepšení a zhoršení ovšem neprobíhalo v jednotlivých testech u stejných pacientů. Celkově nebylo zlepšení ani zhoršení statisticky významné (tabulka 1). Grafické znázornění průměrných hodnot pro jednotlivé stupně flexe v kolenních kloubech před terapií a po terapii (graf 1).

		weight bearing squat							
		0° levá (%)	0° pravá (%)	30° levá (%)	30° pravá (%)	60° levá (%)	60° pravá (%)	90° levá (%)	90° pravá (%)
měření před terapií	prům ± SD	51,6 ± 9,97	48,4 ± 9,97	49 ± 10,84	51 ± 10,84	52 ± 5,76	48 ± 5,76	55 ± 6,1	45 ± 6,1
	medián	52,00	48,00	53,00	47,00	52,00	48,00	57,00	43,00
měření po terapii	prům ± SD	45 ± 11,14	55 ± 11,14	47,8 ± 5,91	52,2 ± 5,91	55,8 ± 4,83	44,6 ± 5,04	56 ± 6,23	44 ± 6,23
	medián	48,00	52,00	49,00	51,00	54,00	48,00	58,00	42,00
hodnota p		0,1049	0,1049	0,3692	0,3692	0,1219	0,1512	0,3976	0,3976

**Tabulka 1** Znárodnění hodnot pro test Weight bearing squat (prům-průměr, SD-směrodatná odchylka)



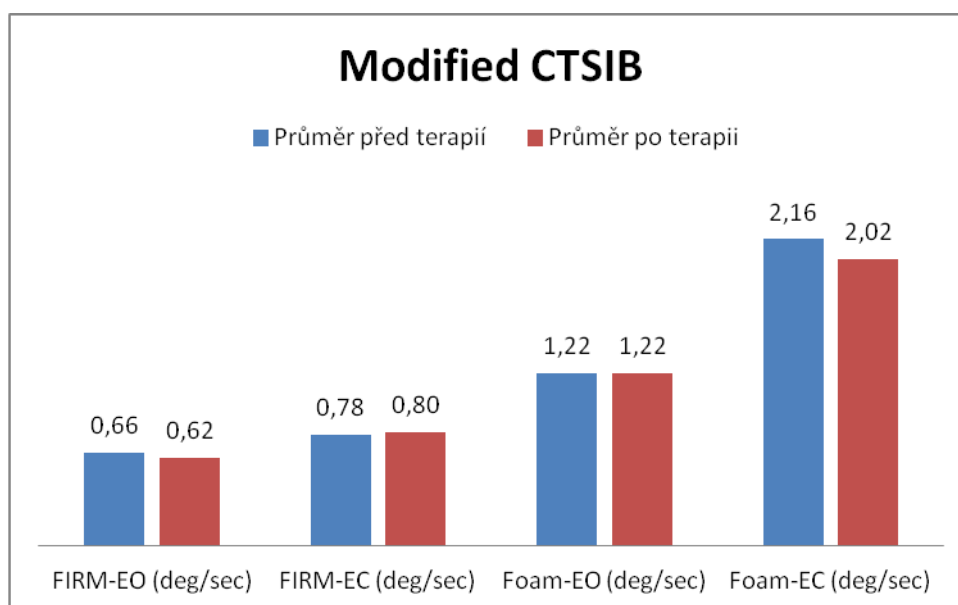
**Graf 1** Průměrné hodnoty rozložení váhy při jednotlivých stupních flexe v koleních kloubech před terapií a po terapii

## H 2 U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Modified CTSIB.

Tuto hypotézu jsme nepotvrdili. U dvou pacientů došlo po terapii k mírnému zhoršení nebo se v daných hodnotách výsledek nezměnil. U tří pacientů došlo ve všech měřených hodnotách ke zlepšení. Zlepšili se tedy ve stoji s otevřenými i zavřenými očima a to jak na pevné podložce, tak na pěnové podložce. Celkově se nejednalo o statisticky významný rozdíl před terapií a po terapii (tabulka 2). Grafické znázornění průměrných hodnot jednotlivých testů za různých sensorických podmínek před terapií a po terapii (graf 2).

		Modified CTSIB			
		FIRM-EO (deg/sec)	FIRM-EC (deg/sec)	Foam-EO (deg/sec)	Foam-EC (deg/sec)
měření před terapií	prům ± SD	0,66 ± 0,44	0,78 ± 0,43	1,22 ± 0,23	2,16 ± 0,53
	medián	0,60	0,60	1,30	2,00
měření po terapii	prům ± SD	0,62 ± 0,29	0,8 ± 0,38	1,22 ± 0,35	2,02 ± 0,25
	medián	0,50	0,80	1,10	1,90
hodnota p		0,3587	0,4303	0,5000	0,2068

**Tabulka 2** Znázornění hodnot pro test mCTSIB (prům-průměr; SD-směrodatná odchylka; FIRM-tvrdá podložka; EO-otevřené oči; FOAM-pěnová podložka; EC-zavřené oči)



**Graf 2** Průměrné hodnoty za různých sensorických podmínek před terapií a po terapii (FIRM-tvrdá podložka; EO-otevřené oči; FOAM-pěnová podložka; EC-zavřené oči)

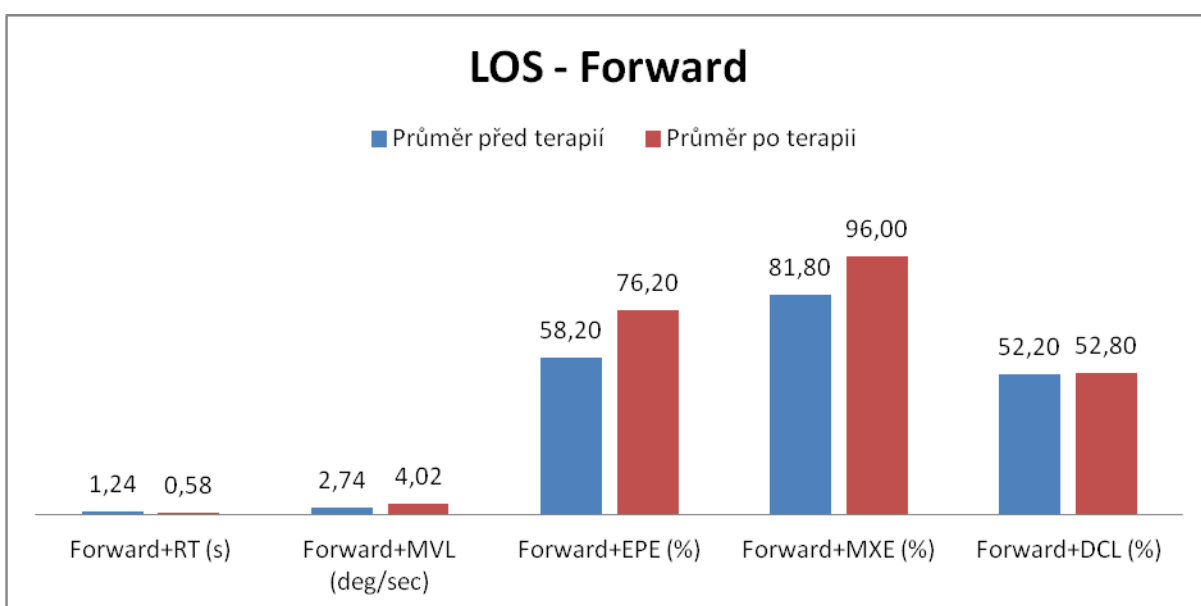
### H 3 U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Limits of Stability.

Pro analýzu jsme použili pouze čtyři směry pohybu, tj. vpřed (forward), vzad (back), vlevo (left) a vpravo (right). Pro lepší přehlednost uvádíme tabulky i grafy pro každý směr zvlášť.

U testu LOS pro pohyb vpřed došlo ke statisticky významné změně pro hodnotu MXE, tedy pro maximální vzdálenost dosaženou během pohybu k danému cíli, vyjádřenou v procentech LOS. Jinými slovy, jde o vzdálenost, kterou pacient urazí, v tomto případě do směru přímo před sebe. U ostatních hodnot došlo vždy alespoň u třech pacientů ke zlepšení, ale toto zlepšení nebylo statisticky významné. Statisticky se jednalo o významný rozdíl před terapií a po terapii u jedné měřené hodnoty (tabulka 3). Grafické znázornění průměrných hodnot u testu LOS pro pohyb vpřed před terapií a po terapii (graf 3).

		LOS – Forward				
		Forward+RT (s)	Forward+MVL (deg/sec)	Forward+EPE (%)	Forward+MXE (%)	Forward+DCL (%)
měření před terapií	prům ± SD	1,238 ± 1,08	2,74 ± 0,62	58,2 ± 32,46	81,8 ± 18,25	52,2 ± 29,25
	medián	0,91	2,80	66,00	85,00	66,00
měření po terapii	prům ± SD	0,584 ± 0,31	4,02 ± 1,42	76,2 ± 20,35	96 ± 8,46	52,8 ± 28,71
	medián	0,40	3,30	84,00	98,00	61,00
hodnota p		0,1847	0,1200	0,1647	0,0390	0,4903

**Tabulka 3** Znázornění hodnot pro test LOS-forward (LOS-Limits of Stability; průměr; SD-směrodatná odchylka; RT-reakční čas; MVL-průměrná rychlost pohybů CoG; EPE-výchylka v koncovém bodě; MXE-maximální výchylka; DCL-směrová kontrola)

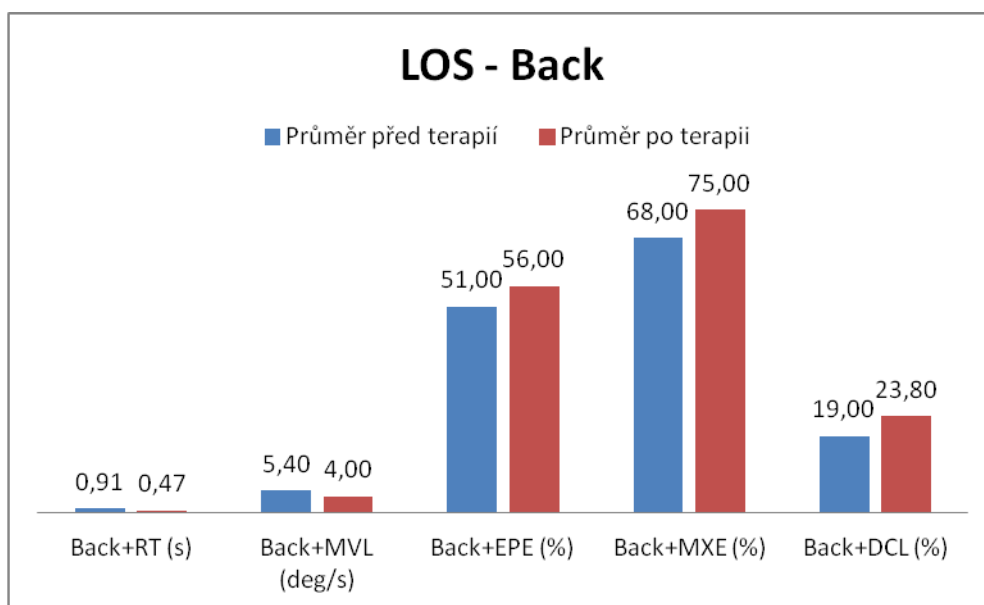


**Graf 3** Průměrné hodnoty pro test LOS-forward (LOS-Limits of Stability; RT-reakční čas; MVL-průměrná rychlost pohybů CoG; EPE-výchylka v koncovém bodě; MXE-maximální výchylka; DCL-směrová kontrola)

U testu LOS pro pohyb vzad došlo ke statisticky významné změně pro hodnotu RT, tedy pro reakční čas měřený od instrukce pacientovi k samotnému započítání pohybu. U ostatních hodnot došlo vždy alespoň u třech pacientů ke zlepšení, ale toto zlepšení nebylo statisticky významné. Statisticky se jednalo o významný rozdíl před terapií a po terapii u jedné měřené hodnoty (tabulka 4). Grafické znázornění průměrných hodnot u testu LOS pro pohyb vzad před terapií a po terapii (graf 4).

		LOS – Back				
		Back+RT (s)	Back+MVL (deg/s)	Back+EPE (%)	Back+MXE (%)	Back+DCL (%)
měření před terapií	prům ± SD	0,908 ± 0,46	5,4 ± 2,97	51 ± 20,59	68 ± 20,46	19 ± 27,61
	medián	0,98	3,70	41,00	66,00	0,00
měření po terapii	prům ± SD	0,474 ± 0,24	4 ± 0,96	56 ± 24,54	75 ± 16,58	23,8 ± 16,4
	medián	0,34	4,30	47,00	76,00	26,00
hodnota p		0,0246	0,2159	0,2357	0,2152	0,3583

**Tabulka 4** Znázornění hodnot pro test LOS-back (LOS-Limits of Stability; prům-průměr; SD-směrodatná odchylka; RT-reakční čas; MVL-průměrná rychlost pohybů CoG; EPE-výchylka v koncovém bodě; MXE-maximální výchylka; DCL-směrová kontrola)

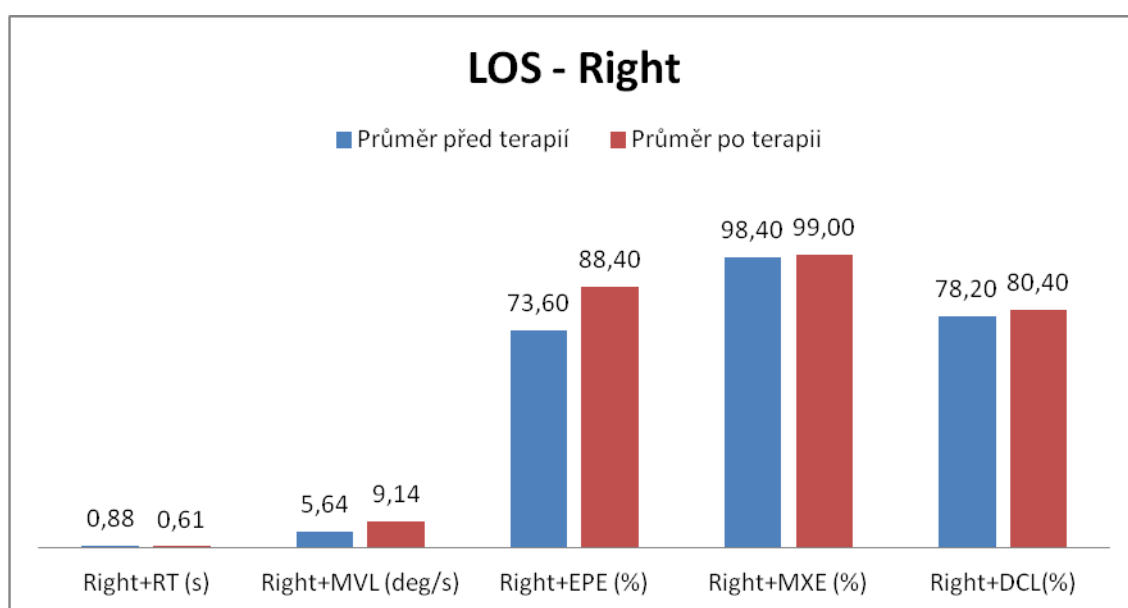


**Graf 4** Průměrné hodnoty pro test LOS-back (LOS-Limits of Stability; RT-reakční čas; MVL-průměrná rychlost pohybů CoG; EPE-výchylka v koncovém bodě; MXE-maximální výchylka; DCL-směrová kontrola)

U testu LOS pro pohyb vpravo došlo ke statisticky významné změně pro hodnotu EPE, tedy pro vzdálenost prvního pohybu k určenému cíli. U ostatních hodnot došlo vždy alespoň u třech pacientů ke zlepšení, ale toto zlepšení nebylo statisticky významné. Statisticky se jednalo o významný rozdíl před terapií a po terapii u jedné měřené hodnoty (tabulka 5). Grafické znázornění průměrných hodnot u testu LOS pro pohyb vpravo před terapií a po terapii (graf 5).

		LOS – Right				
		Right+RT (s)	Right+MVL (deg/s)	Right+EPE (%)	Right+MXE (%)	Right+DCL (%)
měření před terapií	prům ± SD	0,876 ± 0,43	5,64 ± 2,13	73,6 ± 19,75	98,4 ± 22,67	78,2 ± 16,07
	medián	1,15	6,00	83,00	102,00	84,00
měření po terapii	prům ± SD	0,606 ± 0,36	9,14 ± 5,47	88,4 ± 29,8	99 ± 19,13	80,4 ± 12,31
	medián	0,47	8,80	98,00	99,00	86,00
hodnota p		0,1109	0,0651	0,0373	0,4462	0,2599

**Tabulka 5** Znázornění hodnot pro test LOS-Right (LOS-Limits of Stability; prům-průměr; SD-směrodatná odchylka; RT-reakční čas; MVL-průměrná rychlost pohybů CoG; EPE-výchylka v koncovém bodě; MXE-maximální výchylka; DCL-směrová kontrola)



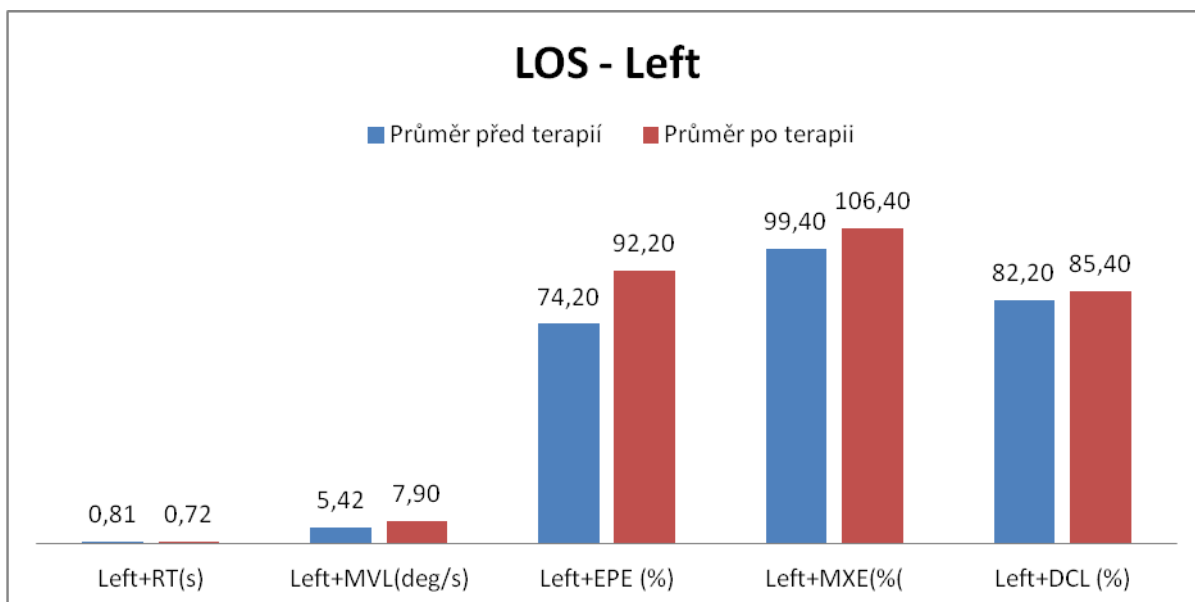
**Graf 5** Průměrné hodnoty pro test LOS-Right (LOS-Limits of Stability; RT-reakční čas; MVL-průměrná rychlost pohybů CoG; EPE-výchylka v koncovém bodě; MXE-maximální výchylka; DCL-směrová kontrola)



U testu LOS pro pohyb vlevo došlo ke statisticky vysoce významné změně pro hodnotu EPE, tedy pro vzdálenost prvního pohybu k určenému cíli. U ostatních hodnot došlo vždy alespoň u třech pacientů ke zlepšení, ale toto zlepšení nebylo statisticky významné. Statisticky se jednalo o významný rozdíl před terapií a po terapii u jedné měřené hodnoty (tabulka 6). Grafické znázornění průměrných hodnot u testu LOS pro pohyb vlevo před terapií a po terapii (graf 6).

		LOS – Left				
		Left+RT (s)	Left+MVL (deg/s)	Left+EPE (%)	Left+MXE (%)	Left+DCL (%)
měření před terapií	prům ± SD	0,81 ± 0,33	5,42 ± 1,86	74,2 ± 9,62	99,4 ± 9,95	82,2 ± 9,74
	medián	0,72	5,20	71,00	104,00	84,00
měření po terapii	prům ± SD	0,718 ± 0,21	7,9 ± 4,56	92,2 ± 6,76	106,4 ± 5,68	85,4 ± 3,5
	medián	0,64	6,50	91,00	106,00	85,00
hodnota p		0,3207	0,0780	0,0098	0,1328	0,2974

**Tabulka 6** Znázornění hodnot pro test LOS-Left (LOS-Limits of Stability; prům-průměr; SD-směrodatná odchylka; RT-reakční čas; MVL-průměrná rychlost pohybů CoG; EPE-výchylka v koncovém bodě; MXE-maximální výchylka; DCL-směrová kontrola)



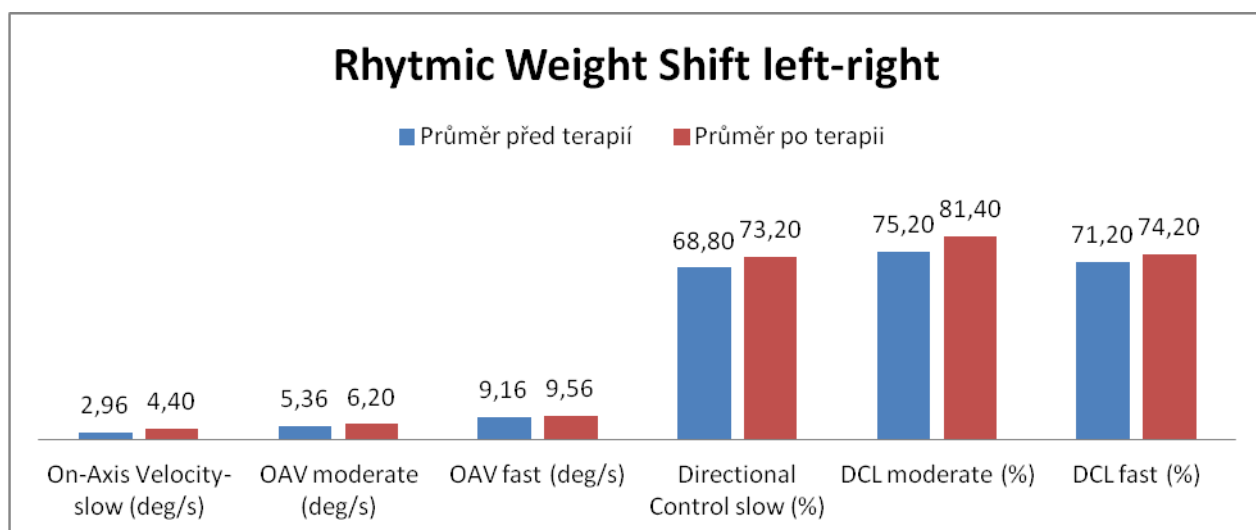
**Graf 6** Průměrné hodnoty pro test LOS-Left (LOS-Limits of Stability; RT-reakční čas; MVL-průměrná rychlost pohybů CoG; EPE-výchylka v koncovém bodě; MXE-maximální výchylka; DCL-směrová kontrola)

#### H 4 U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Rhythmic Weight Shift.

Pro lepší přehlednost uvádíme tabulky i grafy zvlášť pro přesuny CoG zleva doprava a zepředu dozadu. U testu Rhythmic Weight Shift při přesunech CoG zleva doprava došlo ke statisticky významné změně pro hodnotu průměrné rychlosti v ose pohybu v pomalém rytmu, tj. pohyb ve frekvenci tři sekundy od jedné hranice ke druhé. A ke statisticky významné změně pro hodnotu směrové kontroly ve středně rychlém rytmu, tj. rytmu o frekvenci dvě sekundy mezi dvěma hranicemi. U ostatních hodnot došlo alespoň u třech pacientů ke zlepšení, ale toto zlepšení nebylo statisticky významné. Jen u směrové kontroly v rychlém rytmu došlo ke zlepšení pouze u dvou pacientů. Statisticky se jednalo o významný rozdíl před terapií a po terapii u dvou měřených hodnot (tabulka 7). Grafické znázornění průměrných hodnot u testu Rhythmic Weight Shift zleva doprava před terapií a po terapii (graf 7).

		Rhythmic Weight Shift left-right					
		On-Axis Velocity			Directional Control		
		Slow (deg/s)	Moderate (deg/s)	Fast (deg/s)	Slow (%)	Moderate (%)	Fast (%)
měření před terapií	prům ± SD	2,96 ± 0,36	5,36 ± 1,37	9,16 ± 2,12	68,8 ± 5,53	75,2 ± 2,86	71,2 ± 9,85
	medián	3,00	5,60	10,00	71,00	76,00	66,00
měření po terapii	prům ± SD	4,4 ± 1,16	6,2 ± 0,9	9,56 ± 1,25	73,2 ± 7,44	81,4 ± 2,33	74,2 ± 9,7
	medián	4,10	6,00	9,40	75,00	81,00	80,00
hodnota p		0,0279	0,0924	0,3774	0,0556	0,0042	0,2576

**Tabulka 7** Znázornění hodnot pro test Rhythmic Weight Shift left-right (prům-průměr; SD-směrodatná odchylka)

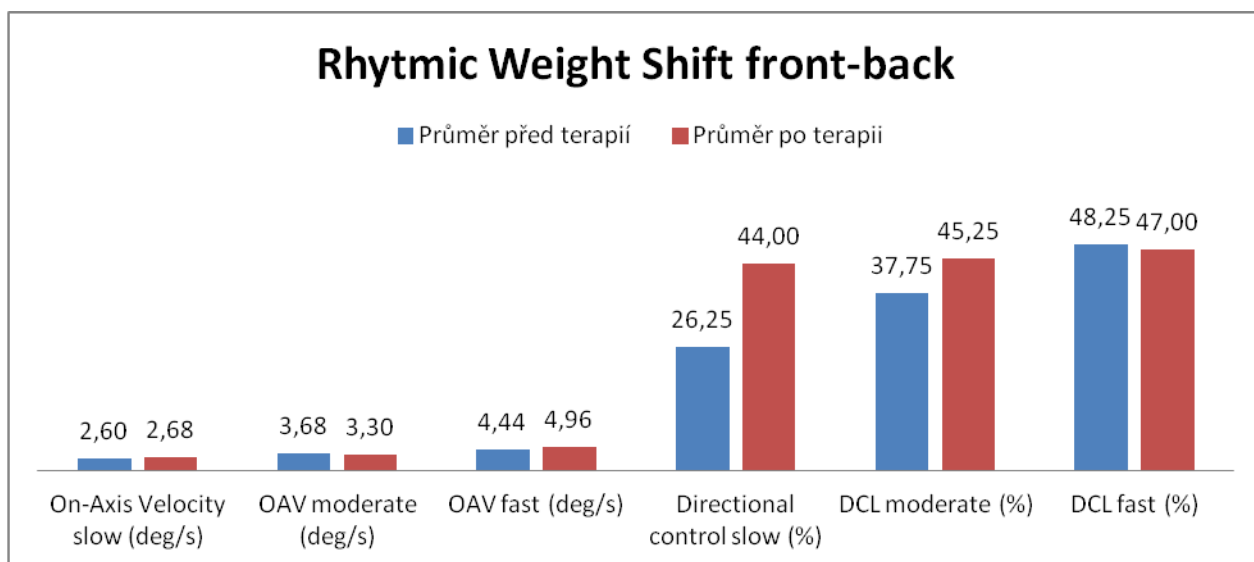


**Graf 7** Průměrné hodnoty pro test Rhythmic Weight Shift left-right (OAV-On-Axis Velocity, DCL-Directional Control)

U testu Rhythmic Weight Shift při přesunech CoG zepředu dozadu nedošlo u žádné z měřených hodnot ke statisticky významné změně. Statisticky jsme zpracovávali hodnoty od čtyř pacientů, neboť měření před terapií nebylo u jednoho pacienta hodnotitelné. Hodnoty od tohoto pacienta jsme nezaznamenali do statistického hodnocení ani po terapii. U všech hodnot došlo alespoň u dvou pacientů ke zlepšení, ale toto zlepšení nebylo statisticky významné. Statisticky se jednalo o nevýznamný rozdíl před terapií a po terapii u všech měřených hodnot (tabulka 8). Grafické znázornění průměrných hodnot u testu Rhythmic Weight Shift zepředu dozadu před terapií a po terapii (graf 8).

		Rhythmic Weight Shift front-back					
		On-Axis Velocity			Directional Control slow		
		Slow (deg/s)	Moderate (deg/s)	Fast (deg/s)	Slow (%)	Moderate (%)	Fast (%)
měření před terapií	prům ± SD	2,6 ± 0,64	3,68 ± 0,8	4,44 ± 0,93	26,25 ± 23,3	37,75 ± 21,38	48,25 ± 21,8
	medián	2,5	4,1	4,5	23	41,5	48
měření po terapii	prům ± SD	2,68 ± 1,01	3,3 ± 0,95	4,96 ± 1,05	44 ± 23,64	45,25 ± 30,47	47 ± 22,17
	medián	2,3	2,9	4,7	44,5	52	48
hodnota p		0,4178	0,1735	0,0855	0,1561	0,3274	0,4297

**Tabulka 8** Znázornění hodnot pro test Rhythmic Weight Shift front-back (prům-průměr; SD-směrodatná odchylka)



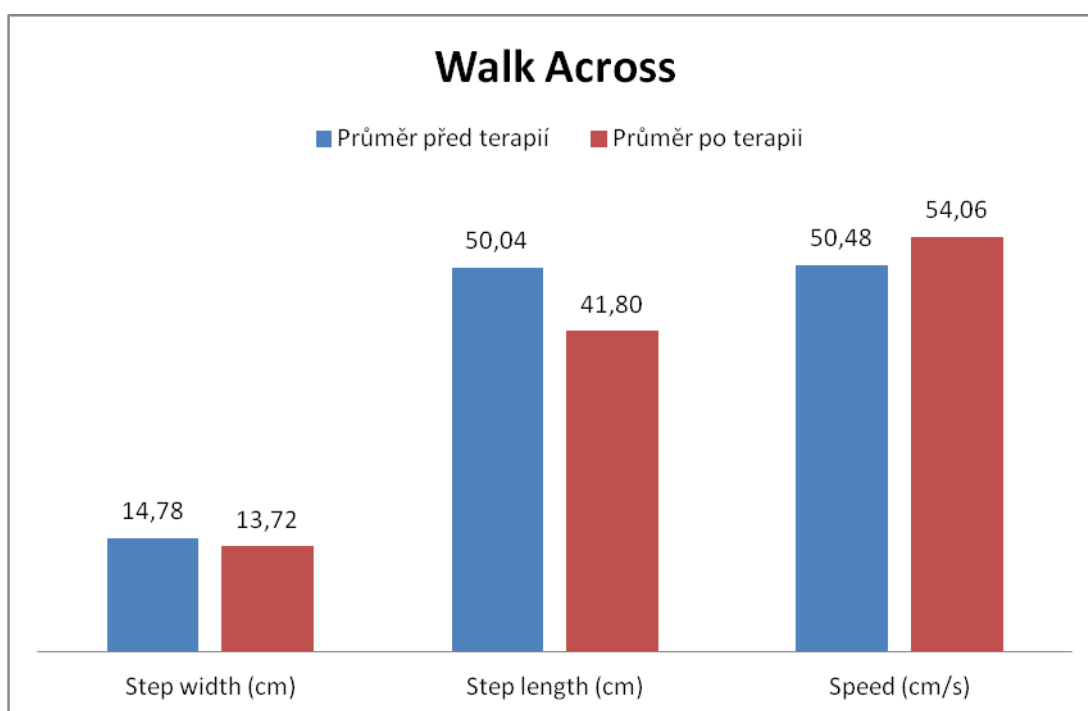
**Graf 8** Průměrné hodnoty pro test Rhythmic Weight Shift front-back (OAV-On-Axis Velocity, DCL-Directional Control)

**H 5 U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Walk Across.**

U testu Walk Across nedošlo u žádné z měřených hodnot ke statisticky významné změně. Šířka kroku se zúžila u třech pacientů, délka kroku se prodloužila u jednoho pacienta a rychlost chůze se zvýšila u třech pacientů. Statisticky se jednalo o nevýznamný rozdíl před terapií a po terapii u všech měřených hodnot (tabulka 9). Grafické znázornění průměrných hodnot u testu Walk Across před terapií a po terapii (graf 9).

		Walk Across		
		Step width (cm)	Step length (cm)	Speed (cm/s)
měření před terapií	prům ± SD	14,78 ± 5,08	50,04 ± 33,95	50,48 ± 13,62
	medián	14,20	34,10	54,90
měření po terapii	prům ± SD	13,72 ± 5,38	41,8 ± 20,77	54,06 ± 25,4
	medián	10,40	31,10	56,30
hodnota p		0,3367	0,1522	0,3975

**Tabulka 9** Znázornění hodnot pro test Walk Across (prům-průměr; SD-směrodatná odchylka)



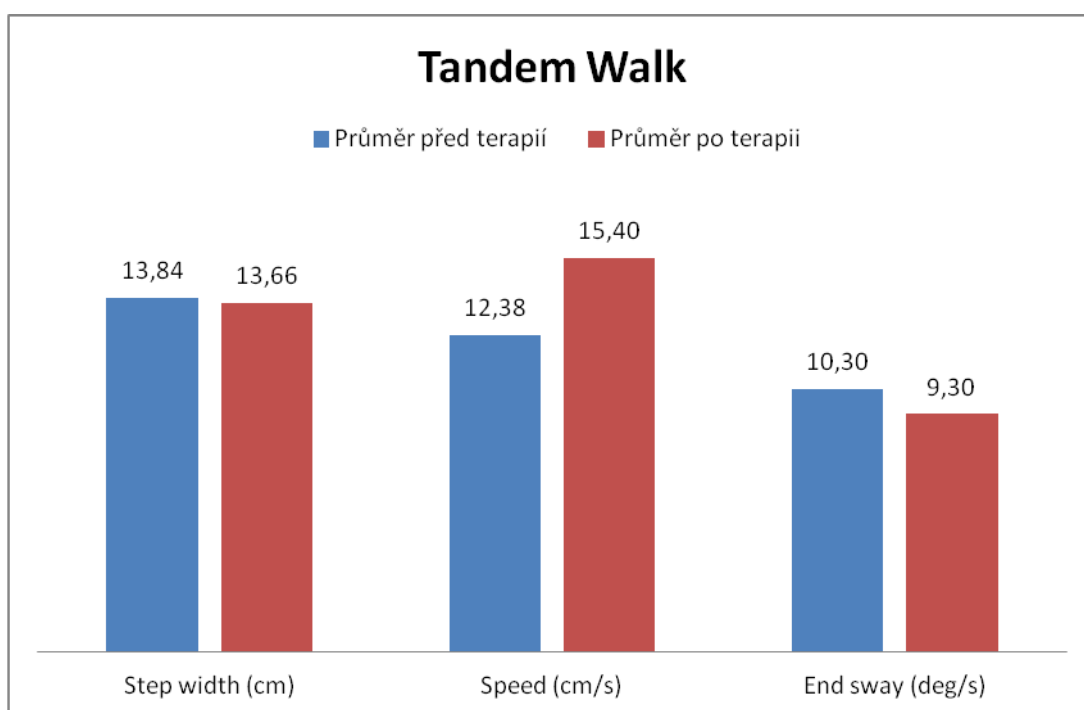
**Graf 9** Průměrné hodnoty pro test Walk Across

## H 6 U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Tandem Walk.

U testu Tandem Walk nedošlo u žádné z měřených hodnot ke statisticky významné změně. Šířka kroku se zúžila u dvou pacientů, rychlost chůze se zvýšila u třech pacientů a úhlová rychlost výchylek CoG při konečném zastavení se snížila u dvou pacientů. Statisticky se jednalo o nevýznamný rozdíl před terapií a po terapii u všech měřených hodnot (tabulka 10). Grafické znázornění průměrných hodnot u testu Tandem Walk před terapií a po terapii (graf 10).

		Tandem Walk		
		Step width (cm)	Speed (cm/s)	End sway (deg/s)
měření před terapií	prům ± SD	13,84 ± 5,49	12,38 ± 4,2	10,3 ± 3,69
	medián	11,90	10,40	9,00
měření po terapii	prům ± SD	13,66 ± 6,95	15,4 ± 1,76	9,3 ± 2,8
	medián	13,40	16,10	9,60
hodnota <i>p</i>		0,4823	0,1458	0,3640

**Tabulka 10** Znázornění hodnot pro test Tandem Walk (prům-průměr; SD-směrodatná odchylka)



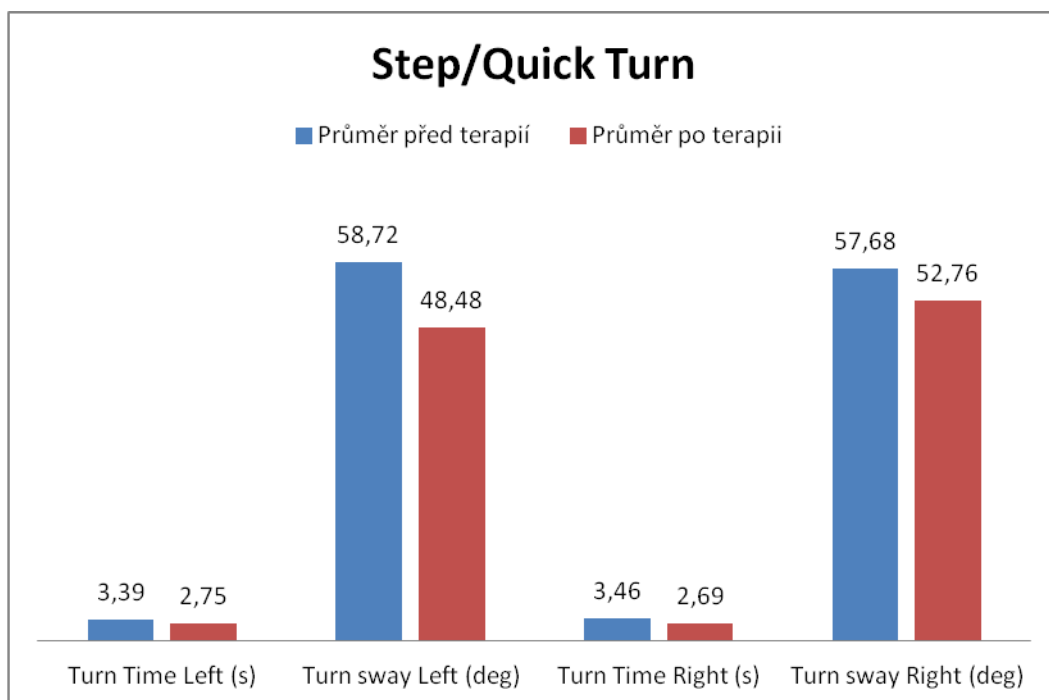
**Graf 10** Průměrné hodnoty pro test Tandem Walk

**H 7 U dětí s DMO dojde ke statisticky významným změnám po terapii v testu Step/Quick Turn.**

U testu Step/Quick Turn došlo ke statisticky významné změně u hodnoty Turn Time Left, tedy u délky trvání otočky vlevo. A ke statisticky významné změně u hodnoty Turn Sway Left, tedy u výchylek CoG při otočce vlevo. U otočky vpravo a hodnoty Turn Time Right došlo ke snížení času u čtyř pacientů a u hodnoty Turn Sway Right u dvou pacientů. Statisticky se jednalo o významný rozdíl před terapií a po terapii u dvou měřených hodnot (tabulka 11). Grafické znázornění průměrných hodnot u testu Step/Quick Turn před terapií a po terapii (graf 11).

		Step/Quick Turn			
		Turn Time Left (s)	Turn sway Left (deg)	Turn Time Right (s)	Turn sway Right (deg)
měření před terapií	prům ± SD	3,386 ± 0,47	58,72 ± 13,32	3,456 ± 1,15	57,68 ± 18,32
	medián	3,48	53,40	3,40	57,40
měření po terapii	prům ± SD	2,754 ± 0,38	48,48 ± 11,52	2,69 ± 0,6	52,76 ± 15,04
	medián	2,62	47,40	2,98	58,40
hodnota <i>p</i>		0,0233	0,0186	0,2029	0,3739

**Tabulka 11** Znázornění hodnot pro test Step/Quick Turn (prům-průměr; SD-směrodatná odchylka)



**Graf 11** Průměrné hodnoty pro test Step/Quick Turn

## 5.2 Shrnutí výsledků

Ke změnám po terapii došlo u obou skupin testů, které Balance Master hodnotí. Tedy u testů, které hodnotí senzomotorické schopnosti i u testů hodnotících dynamické funkční činnosti pomocí chůze a jejích modifikací.

Z první jmenované skupiny došlo ke statisticky významné změně u testu hodnotícího vychýlení CoG k hranicím opěrné baze (test Limits of Stability). Zvětšily se výchylky těžiště – vzdálenost prvního pohybu k určenému cíli – pro směr vpravo i vlevo. Ke zvětšení výchylky těžiště došlo i ve směru vpřed, jednalo se o hodnotu určující maximální vzdálenost dosaženou během pohybu k danému cíli. Pro pohyb vzad došlo k snížení reakčního času, tedy času, který pacienti potřebovali od instrukce k samotnému započetí pohybu.

Ke statisticky významným změnám došlo v testu hodnotícím rychlý aktivní přesun těžiště (test Rhythmic Weight Shift), a to při přesunu pravo-levém. Zvýšila se průměrná rychlost v ose pohybu s frekvencí tři sekundy od jednoho cíle k druhému a zlepšila se směrová kontrola při frekvenci pohybu dvě sekundy od jednoho cíle k druhému.

Z těchto výsledků je patrné, že jsou pacienti lépe schopni pracovat se svým CoG, tedy rychleji, přesněji a blíže k limitům stability.

Zlepšení práce s CoG se promítá i do složitějších dynamických funkčních testů, tzn. do chůze, tandemové chůze a chůze s otočkou. U všech těchto testů vidíme trend zlepšení většiny měřených hodnot, došlo k zúžení baze, zvýšení rychlosti chůze a snížení výchylek CoG. Statisticky toto zlepšení vidíme u rytmicky a koordinačně nejsložitějšího funkčního úkolu, a to u testu chůze s otočkou (test Step/Quick Turn). Statisticky se potvrdilo zkrácení času při provedení otočky vlevo a snížily se výchylky CoG.

## 6 DISKUZE

V této diplomové práci jsme pro trénink balančních funkcí u dětí s dětskou mozkovou obrnou (dále jen DMO) vybrali herní systém Nintendo Wii. Systém využívá k ovládní vybraných her balanční podložku, díky které je možné hry ovládat přenášením těžiště latero-laterálně a antero-posteriorně. Díky tomuto tréninku jsme očekávali, že dojde ke zlepšení balančních funkcí. Tento herní systém si za stejným účelem, tedy zlepšení balančních funkcí u dětí s DMO, ve své studii vybral i Gordon et al. (2012) s pozitivním dopadem na funkční hrubou motoriku. Jelsma et al. (2013) došel k závěru, že tento trénink má potenciál zlepšit balanční funkce testované pomocí testu Bruininks-Oseretsky test of Motor Proficiency, konkrétně podtestu 5, zaměřeného na balanc. Tarakci et al. (2013) též ve své práci vyhodnotil herní konzoli Nintendo Wii s pozitivním dopadem na balanční funkce. Naopak Ramstard et al. (2012) ve své studii nezaznamenal žádný pozitivní dopad této herní konzole.

Možných parametrů, podle kterých lze studie srovnávat, je mnoho. Jedná se o samotný výběr probandů, jejich věk, zařazení dle klasifikačního systému. Dalšími parametry jsou frekvence a délka terapie, výběr jednotlivých her. V neposlední řadě testovací metody, podle kterých autoři hodnotí efekt terapie. Blíže bychom se v diskuzi rádi zaměřili na hodnocení dopadu terapie na jednotlivé pacienty a dílčí výsledky, které tato pilotní studie přinesla. Především díky malému vzorku testovaných pacientů a nehomogennímu vzorku pacientů, tedy díky zařazení jak pacientů se spastickou diparézou, tak pacientů se spastickou hemiparézou.

Tato studie hodnotila efekt terapie na přístroji Balance Master. Zaměřili jsme se na zhodnocení symetrie stoje, testování za různých senzoričkových podmínek, posouzení limitů stability, schopnosti rytmického přesouvání těžiště a na testy hodnotící chůzi a její modifikace. Jak uvádí ve své studii Ramstard et al. (2012) poškození motorické kontroly u dětí s DMO má dopad na jejich chůzi a balanc. David et al. (2013) ve své studii uvádí, že hodnocení statické balanc nemusí být dostatečné k detekci balančních potíží v populaci dětí s DMO. Jelsma et al. (2013) uvádí, že děti s hemiparetickou formou DMO mají asymetrické zatížení dolních končetin, a to sice ve smyslu, že více váhy mají na straně nepostižené, tedy neparetické. Tři z pěti pacientů, kteří byli v této studii testováni, byli právě děti s hemiparetickou formou DMO. Toto asymetrické zatížení se potvrdilo u dvou z nich. Pokud v testu Weight Bearing Squat, vyjdeme orientačně z norem pro dospělou populaci, tedy z fyziologického rozmezí do 57% a 43% zjistíme, že při extendovaných kolenou a flexi 30% se pacienti v této studii pohybují v rozmezí norem. Tím si vysvětlujeme, že ani po terapii jsme



nezaznamenali zlepšení či zhoršení v symetrii stoje při různých stupních flexe kolenního kloubu. Při testování stoje za různých sensorických podmínek došel Ramstard et al. (2012) ve své studii k závěru, že u dětí s hemiparetickou a diparetickou formou DMO nedochází po terapii pomocí Nintendo Wii ke zlepšení. David et al. (2013) popisuje, že výchylky CoP v medio-laterálním a antero-posteriorním směru jsou větší ve skupině pacientů s DMO. Nobre et al. (2010) ve své studii naopak zjistil menší výchylky CoP v předozadním směru mezi dětmi s DMO při otevřených i zavřených očích. Vysvětluje si to tím, že děti s normálním vývojem využívají více „kotníkovou strategii“ k udržení balance, která způsobuje více oscilací, oproti dětem s DMO, které tuto strategii nevyužívají v takovém rozsahu. Deutsch et al. (2008) zaznamenal ve své studii snížení výchylek CoP po terapii na Nintendo Wii při zavřených i otevřených očích pomocí přístroje Postural Scale Analyzer. Saxena et al. (2014) ve své studii porovnával 45 dětí s DMO (34 se spastickou diparézou, 11 se spastickou hemiparézou) s 45 dětmi s normálním vývojem. Pomocí posturografie měřili výchylky těžiště latero-leterálně a antero-posteriorně za čtyř sensorických podmínek. Stejně jako v této studii při testu mCTSIB (tedy při očích otevřených na tvrdé a měkké podložce a při očích zavřených na tvrdé a měkké podložce). Zaznamenali statisticky významné změny mezi DMO ve formě spastické diparézy a zdravými za všech sensorických podmínek. Nezaznamenali však signifikantní rozdíl mezi hemiparetickou formou DMO a zdravými vrstevníky. Toto vnímáme jako možnou příčinu, proč ani my jsme v této studii nezaznamenali statisticky významné zlepšení nebo zhoršení po terapii za žádné ze sensorických podmínek.

Dalším nedostatkem u dětí s DMO je nedokonalá možnost přenášení těžiště těla do potencionálních limitů stability. Zang et al. (2002) došel k závěru, že zvýšení limitů stability u dětí s DMO může v konečném důsledku vést ke snížení rizika pádů a k lepší stabilitě během denních aktivit. Ke stejnému závěru ve své studii došel i Ganesan et al. (2014), jenž zaznamenal menší limity stability u pacientů s roztroušenou sklerózou oproti zdravým jedincům, a toto snížení korelovalo s rizikem pádu, resp. byly zaznamenány u pacientů, kteří již pád ve své anamnéze udávali. Zvýšení limitů stability, ke kterému v této studii došlo, přikládáme proto význam z pohledu možného snížení rizika pádů a zlepšení stability během každodenních činností. Během vyhodnocování výsledků jsme došli k zajímavému poznatku. U hodnoty MXE (tedy maximální vzdálenosti dosažené během pohybu k danému cíli) a hodnoty EPE (tedy vzdálenosti prvního pohybu k danému cíli) dochází při měření k následujícímu „fenoménu“. Pokud pacient cíl v daném směru tzv. přestřelí, Balance Master vyhodnotí, že pacient dosáhl např. 122% LOS v daném směru. Pokud po terapii pacient

dosáhne např. hodnoty 106% LOS v daném směru, je jeho výkon brán jako horší, i když ve skutečnosti pacient normálně svého limitu stability v daném směru dosáhl a naopak bychom si možné „snížení“ mohli vysvětlit lepším cílením a větší kontrolou pohybu v daném směru. U jednoho pacienta pro pohyb vpřed a vpravo a u dvou pacientů pro pohyb vlevo k tomuto „fenoménu“ v našem souboru došlo.

Co se týče rytmických úkonů a chůze, mají pacienti s DMO změněnou schopnost rytmického přesunu těžiště těla oproti zdravým vrstevníkům. Liao et al. (2001) došel k závěru, že v rytmu s frekvencí jedna a dvě sekundy je reliabilita vysoká a v testu s frekvencí tři sekundy nízká. Vysvětluje to tím, že pomalý přenos vyžaduje více volní kontroly a proto vykazuje zlepšení po procvičení, především díky efektu učení se. Ramstrand et al. (2012) nezaznamenal po terapii pomocí Nintendo Wii žádné zlepšení ve schopnosti rytmického přesunu těžiště. Wallard et al. (2014) se své studii zabýval srovnáním délky a šířky kroku a rychlosti chůze u dětí s DMO a zdravými vrstevníky. Je patrné, že děti s DMO mají kratší krok, širší bazi a jejich chůze je pomalejší. Jelsma et al. (2013) prokázal zhoršení u šesti ze čtrnácti dětí po terapii pomocí Nintendo Wii v testu TUDS. Naopak zlepšení v testu TUG prokázal ve své studii Tarakci et al. (2013). Ke zlepšení došlo i v 6-ti minutovém testu chůze, což zaznamenali ve svých studiích Tarakci et al. (2013); Brien et al. (2011). V této studii hodnotíme efekt terapie v rytmickém přesunu těžiště a v chůzových parametrech též pozitivně. Obecnou nevýhodou Balance Masteru je neexistence norem pro dětskou populaci, na což poukazuje Liao et al. (2001).

Hry (ski slalom, ski jump, table tilt, penguin slide a segway) z cd/dvd Wii Fit Plus vybrané do této studie byly zaměřené především na přenos těžiště těla předozadně a latero-laterálně, a to jak na přenos plynulý, tak na přenos, který vyžaduje rychlou změnu. Byly také zaměřeny na rytmicitu, konkrétně hra Ski jump. Na koordinaci ruka-virtuální prostředí, hra Segway. Zaměření her, odpovídají výsledky této studie. Především zvýšení LOS v latero-laterálním směru, zlepšení rytmického přesunu CoG též v latero-laterálním směru a zlepšení při chůzi s otočkou. Obdobné hry si do své studie vybral Jelsma et al. (2013), jednalo se o snowboarding, ski slalom, penguin slide, soccer, bubble game a hula hop a zaznamenal pozitivní dopad na balanční funkce.

Zjistili jsme, že aktivní videohra Nintendo Wii má potenciál zlepšit balanční funkce u dětí s DMO. Vzhledem k panující nejednotě vyšetřovacího a terapeutického protokolu pomocí Nintendo Wii doporučujeme na základě výše zmíněných fakt a argumentů zařadit do vyšetřovacího protokolu klasifikační systém GMFCS. Tento systém využívá Saxena et al.

(2014) a má pacienty dle GMFCS na stupni II a III, Deutsch et al. (2008) testuje pacienta na stupni III, Jelsma et al. (2013) na stupni I a II, Cook (2003) a Woolacott (2005) na stupni I a II. Díky jasnému funkčnímu zařazení pacientů ve studiích, dochází ke snazšímu porovnávání výsledků.

Samotné hodnocení balančních funkcí pomocí Balance Masteru, je dle této studie, k posouzení dopadu efektu terapie pomocí herní konzole Nintendo Wii, vhodné. Liao et al. (1997); Liao et al. (2001) poukazuje na možný efekt učení, který je největší mezi prvním a druhým opakováním. Jinými slovy, abychom předešli falešně pozitivním výsledkům díky tomuto efektu, doporučujeme první otestování na Balance Masteru před zahájením terapie jako zkušební a až druhé testování před zahájením terapie jako směrodatné a porovnatelné s testováním po terapii.

Do budoucího výzkumu doporučujeme zařadit i testy pro posouzení funkční hrubé motoriky. Druzbecki et al. (2010); Woollacott et al. (2005) využili ve svých studiích testování pomocí GMFM. I my jsme v naší práci pilotně pomocí této škály (konkrétně GMFM-66) otestovali jednoho pacienta s DMO ve formě spastické hemiparézy. Testovali jsme položky D (stoj) a E (běh, skoky). V obou položkách došlo ke zlepšení, konkrétně v úkolech: stoj na jedné noze, překračování hole na úrovni kolen, chůze po čáře a skok vpřed souoř. Škála GMFM-66 se zdá být dle dostupných literárních zdrojů a našeho pilotního otestování jako vhodná pro zařazení k testování funkčního vyšetření hrubé motoriky. Dopad Nintendo Wii na funkční hrubou motoriku testoval ve své studii i Gordon et al. (2012), též využil škálu GMFM, největší změny zaznamenal v položce B (sed) a nejmenší v položce A (leh a přetáčení). Došel k závěru, že změny záleží na počáteční tíži postižení pacienta. Náš pacient absolvoval položky A, B i C s maximálním skóre, proto byl po terapii testován již jen v položce D a E. K dalšímu závěru, ke kterému došel bylo, že díky malému vzorku pacientů a nemožnosti porovnání s kontrolní skupinou, je obtížné říci, zda-li pozorované změny ve funkční hrubé motorice byly díky tréninku, díky schopnosti učit se nebo byly změnami přirozenými v průběhu času.

Pereira et al. (2011) se ve své studii, která je guideline a hodnotí v ní 13 studií, zaměřuje na využití virtuální reality u dětí s DMO. Došel mezi jinými k závěru, že virtuální realita zlepšuje kvalitu pohybu horních končetin. Některé hry, které nabízí herní konzole Nintendo Wii jsou komplexní, zaměřují se na koordinaci ruka – virtuální prostředí a na diferencování pohybů dolních a horních končetin. Reid et al. (2006) ve své studii prokázal po terapii lepší zařazení paretické horní končetiny do tělesného schématu, zlepšení v cílených pohybech a v jejich koordinaci. Rahman et al. (2011) využili k testování jemné motoriky u pacientů s cévní

mozkovou příhodou po terapii pomocí VR test Box and Block Test. Proto jako další vhodné testování v chystané studii doporučujeme zařazení testů pro horní končetiny, konkrétně testů jemné motoriky, s možným využitím přímo Box and Block Testu.

Do terapeutického protokolu v budoucí studii doporučujeme zařadit takové hry, které mají možnost pokročilé úrovně (advance level), při dlouhodobějším hraní her, tak můžeme zvýšit motivaci pacienta a jeho případné zlepšení. Navyšování úrovně her využil ve své studii Tarakci et al. (2013) s dobrým efektem. Námí zvolená frekvence terapie (jednou týdně po dobu osmi týdnů) a délce trvání do třiceti minut vedla ke zlepšení výše zmíněných parametrů. Jelsma et al. (2013) měl ve své studii trénink intenzivnější, ale kratší dobu (3 týdny/ denně), s dobrým efektem na zlepšení balančních funkcí a s negativním efektem pro test TUDS. Tarakci et al. (2013) využil trénink intenzivnější i delší (12 týdnů/2xtýdně), s pozitivním dopadem na zlepšení stoje na jedné dolní končetině, na zlepšení ve funkčním dosahovém testu, testu TUG i 6-ti minutovém chůzovém testu. Naopak Ramstrand et al. (2012) měl ve své studii trénink trvající pět týdnů, pětkrát týdně s délkou jedné terapie třicet minut a dopad na testování za různých sensorických podmínek a na test rytmického přesunu těžiště neshledal pozitivním. Goble et al. (2014), který ve své studii, jenž je review, shrnuje poznatky dostupných studií zabývajících se využitím herní konzole Nintendo Wii, zprůměroval veškeré parametry a došel k výsledku, že jako vhodný počet se zdá 12 terapií po 30-ti minutách. Do budoucna by bylo vhodné provést studii, která by porovnávala efekt několika možných dózování terapie pomocí herní konzole Nintendo Wii.

V interpretaci našich výsledků musíme brát v potaz malý soubor testovaných pacientů, jejich neúplnou homogenitu (pacienti s hemiparetickou i triparetickou formou DMO) a také možnou schopnost učení se, kterou ve své studii popisuje Liao et. al. (1997). Jinými slovy, jestli výsledný efekt zlepšení téměř ve všech měřených hodnotách je vlivem terapie pomocí herní konzole Nintendo Wii nebo jen díky schopnosti učít se a mít lepší výkon při opakování stejného motorického testu. Malý vzorek probandů hodnotí ve svém review i Goble et al. (2014), kdy říká, že ve 40% studií je vzorek nižší než pět pacientů a jen 10% studií má počet pacientů vyšší než dvacet. Z čehož můžeme vyjít pro další výzkum a doporučit vzorek probandů přibližující se dvaceti.

Dle výsledků v této studii i pilotního testování pomocí GMFM předpokládáme pozitivní dopad trénování pomocí herní konzole Nintendo Wii i do běžného života. V praxi by bylo vhodné se na tyto změny zaměřit. Ideálně formou dotazníku, který by vyplňovali rodiče, případně děti samy. Bohužel se nám nepodařilo dohledat žádnou studii, ve které by se

hodnotil dopad terapie pomocí Nintendo Wii do běžného života. Přesto z naší zkušenosti máme zprávu o zlepšení sebeobsluhy při hygieně, konkrétně při schopnosti vystoupit z vany, což si dáváme do souvislosti se zlepšením stoje na jedné dolní končetině.

## 7 ZÁVĚRY

Tato diplomová práce shrnuje ve své teoretické části poznatky o využití virtuální reality v rehabilitaci. Blíže se zaměřuje na tzv. low cost trend, tedy trend směřující k využití nízkonákladových komerčních videoher. V této práci jde konkrétně o využití herní konzole Nintendo Wii za účelem balančního tréninku u dětí s dětskou mozkovou obrnou.

Výsledky naší studie ukazují, že pacienti s dětskou mozkovou obrnou (ve věku 8-18 let, ve formě spastické hemiparézy nebo triparézy) se po osmi týdenní terapii s frekvencí cvičení jednou týdně po dobu maximálně třiceti minut zlepšili v několika měřených hodnotách před a po terapii na Balance Masteru. Šlo o zvětšení výchylek CoG pro pohyb vpřed, vpravo a vlevo. Ke snížení reakčního času pro pohyb vzad. Došlo ke zvýšení průměrné rychlosti v ose pohybu latero-laterálním s frekvencí tři sekundy od jednoho cíle k druhému a ke zlepšení směrové kontroly při frekvenci pohybu dvě sekundy. Statisticky významně došlo ke snížení času potřebnému k provedení otočky vlevo a k snížení výchylek CoG při otočce vlevo.

Na základě výsledků našich a výsledků z dostupných studií navrhuje pro budoucí studii větší počet probandů, jejich homogenitu (zvláště testovat pacienty se spastickou diparézou a se spastickou hemiparézou, či jinými formami dětské mozkové obrny). Doporučujeme jejich funkční zařazení dle škály GMFCS. Do testovacího protokolu přidat kromě hodnocení balančních funkcí za využití Balance Masteru, také testování funkční hrubé motoriky pomocí GMFM a testování jemné motoriky pomocí Box and Block testu.

Na závěr jen dodávám, že velká část dětí s dětskou mozkovou obrnou je v běžné fyzioterapii v podstatě po celý život, proto se odborníci, kteří s těmito pacienty přichází do styku, snaží nalézt nové přístupy terapie, které by dokázaly zaujmout. Nintendo Wii Fit se zdá být zábavným, motivujícím a efektivním v edukaci balance u dětí s dětskou mozkovou obrnou.

## 8 REFERENČNÍ SEZNAM

BANDEIRA, C., MASSETTI, T., SILVA, T. D., KAMP, J., ABREU, L. C., LEONE, C., SAVELSBERGH, G. Transfer of motor learning from virtual to natural environments in individuals with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*. 2014, 35, s. 2430-2437. ISSN 0891-4222.

BIDDISS, E., IRWIN, J. Active Video Games to Promote Physical Activity in Children and Youth: A Systematic Review FREE. *Archives of Pediatric and Adolescent Medicine*. 2010, 164(7), s. 664-672. ISSN 1072- 4710.

BONNECHERE, B., JANSEN, B., OMELINA, L., DEGELAEN, M., WERMENBOL, V., ROOZE, M., VAN SINT JAN, S. Can serious games be incorporated with conventional treatment of children with cerebral palsy? Review. *Research in Developmental Disabilities*. 2014, 35, s. 1899-1913. ISSN 0891-4222.

BRIEN, M., SVEISTRUP, H. An intensive virtual reality program improves functional balance and mobility of adolescents with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy*. 2011, 23, s. 258-266. ISSN 0898-5669.

BRYANTON, C., BOSSÉ, J., BRIEN, M., McLEAN, J., McCORMICK, A., SVEISTRUP, H. Feasibility, motivation, and selective motor control virtual reality compared to conventional home exercise in children with cerebral palsy. *CyberPsychology & Behavior*. 2006, 9(2), s. 123-128. ISSN 1094-9313.

COOK, A. S., HUTCHINSON, S., KARTIN, D., PRICE, R., WOOLLACOTT, M. Effect of balance training on recovery of stability in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & child neurology*. 2003, 45, s. 591-602. ISSN 0012-1622.

DAVID, A. C., LOPES, G. H. R. Posturography in the analysis of postural control in children with cerebral palsy: a literature review. *Fisioterapia e Pesquisa*. 2013, 20(1), s. 97-102. ISSN 1809-2950.

DEUTSCH, J. E., BORBELY, M., FILLER, J., HUHN, K., BOWLBY, P. G. Use of a low-cost, commercially available gaming console (Wii) for rehabilitation of an adolescent with cerebral palsy. *Physical Therapy*. 2008, 88(10), s. 1196-1207. ISSN 0031-9023.

DRUZHICKI, M., RUSEK, W., SZCZEPANIK, M., DUDEK, J., SNELA, S. Assessment of the impact of orthotic gait training on balance in children with cerebral palsy. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2010, 12(2), s. 53-58. ISSN 1509-409X.

DUPALOVÁ, D., ŠLACHTOVÁ, M., DOLEŽALOVÁ, E. Možnosti využití aktivních videoher v rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2013, 20 (3), s. 135-141. ISSN 1803-6597.

FOO, J., PATERSON, K., WILLIAMS, G., CLARK, R. Low-cost evaluation and real-time feedback of static and dynamic weight bearing asymmetry in patients undergoing in-patient physiotherapy rehabilitation for neurological conditions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2013, 10(1), s. 1-8, dostupné z <http://www.jneuroengrehab.com/content/10/1/74>

GANESAN, M., KANEKAR, N., ARUIN, S. A. Direction-specific impairments of limits of stability in individuals with multiple sclerosis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 58(3), s. 145-150. ISSN 1877-0657.

GIL-GOMEZ, J. A., LLORENS, R., ALCNIZ, M., COLOMER, C. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2011, 8(1), dostupné z <http://www.jneuroengrehab.com/content/8/1/30#>

GOBLE, D. J., CONE, B. L., FLING, B. W. Using the Wii Fit as a tool for balance assessment and neurorehabilitation: the first half decade of „Wii-search“. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2014, 11(1), s. 1-9. ISSN 1743-0003.

GORDON, C., ROOPCHAND-MARTIN, S., GREGG, A. Potential of the Nintendo Wii as a rehabilitation tool for children with cerebral palsy in developing country: A pilot study. *Physiotherapy*. 2012, 98(3), s. 238-242. ISSN 0031-9406.

HANČINSKÁ, M. Zhodnotenie efektu terapie na konzole Nintendo Wii u dětí s vývojovou dyspraxií. Diplomová práce, Slovenská zdravotnícká univerzita, Fakulta ošetrovateľstva a zdravotníckych odborných štúdií. Bratislava, 2014.

HORČÍK, J. Videohry jako masová zábava pro 21. století. Diplomová práce, Masarykova univerzita, Fakulta sociálních studií. Brno, 2006.



HSUE, B. J., MILLER, F., SU, F. CH. The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait. Part I: Spatial relationship between COM and COP trajectories. *Gait & Posture*. 2009, 29(3), s. 465–470. ISSN 0966-6362.

HSUE, B. J., MILLER, F., SU, F. CH. The dynamic balance of the children with cerebral palsy and typical developing during gait Part II: Instantaneous velocity and acceleration of COM and COP and their relationship. *Gait & Posture*. 2009, 29(3), s. 471-476. ISSN 0966-6362.

JELSMA, J., PRONK, M., FERGUSON, G. The effect of the Nintendo Wii Fit on balance kontrol and gross motor fiction of children with spastic hemiplegic cerebral palsy. *Developmental Neurorehabilitation*. 2013, 16(1), s. 27-37. ISSN 1751-8423.

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

KOLÁŘOVÁ, B., ELIÁŠ, R., BASTLOVÁ, P. Fyzioterapie formou hry u pacientů po iktu. *Profese on-line*. 2012, V/5, s. 6-10. ISSN 1803-4330.

LIAO, H. F., JENG, S. F., LAI, J. S., CHENG, CH. K., HU, M. H. The relation between standing balance and walking function in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 1997, 39, s. 106-112. ISSN 0012-1622.

LIAO, H. F., MAO, P. J., HWANG, A. W. Test–retest reliability of balance tests in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2001, 43, s. 180-186. ISSN 0012-1622.

MAO, Y., CHEN, P., LI, L., HUANG, D. Virtual reality training improves balance function. *Neural Regeneration Research*. 2014, 9 (17), s. 1628-1634. ISSN 1673-5374.

NOBRE, A., MONTEIRO, F. F., GOLIN, M. O., BIASOTTO-GONZALEZ, D., CORREA, J. C., OLIVEIRA, C. S. Analysis of postural oscillation in children with cerebral palsy. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 2010, 50(5), s. 239-244. ISSN 0301-150X.

PARSONS, D. T., RIZZO, A. A., ROGERS, S., YORK, P. Virtual reality in paediatric rehabilitation: A review. *Developmental Neurorehabilitation*. 2009, 12(4), s. 224-238. ISSN 1054-7460.

PEREIRA, E. M., RUEDA, F. M., DIEGO, I. M. A., CUERDA, R., MAURO, A., PAGE, J. C. M. Use of virtual reality systems as proprioception method in cerebral palsy: clinical practice guideline. *Neurologia*. 2011, 15, s. 1-10. ISSN 2173-5808.

RAHMAN, S. A., SHAHEEN, A. A. Virtual reality use in motor rehabilitation of neurological disorders: A systematic review. *Middle – East Journal of Scientific Reaserch*. 2011, 7 (1), s. 63-70. ISSN 1990-9233.

RAMSTRAND, N., LYGNEGARD, F. Can balance in children with cerebral palsy improve through use of an activity promoting computer game. *Technology and health care*. 2012, 20(6), s. 501-510. ISSN 0928-7329.

REID, D., CAMBELL, K. The Use of Virtual Reality with Children with Cerebral Palsy: A Pilot Randomized Trial. *Therapeutic Recreation Journal*. 2006, 40 (4), s. 255-268. ISSN 0040-5914.

ROJAS, V. G., REBOLLEDO, G. M. Virtual reality interface devices in the reorganization of neural networks in the brain of patients with neurological diseases. *Neural regeneration research*. 2014, 9(8), s. 888-896. ISSN 1673-5374

ROSE, J., WOLFF, D. R., JONES, V. K., BLOCH, D. A., OEHLERT, J. W., GAMBLE J. G. Postural balance in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2002, 44(01), s. 58-63. ISSN 0012-1622.

SAXENA, S., RAO, B. K., KUMARAN, S. Analysis of postural stability in children with cerebral palsy and children with typical development: An observational study. *Pediatric physical therapy*. 2014, 26(3), s. 325-330. ISSN 0898-5669.

SCHNEIDER, S. M., WORKMAN, M. L. Virtual reality as a distraction intervention for older children receiving chemotherapy. *Pediatric Nursing*. 2000, 26(6), s. 593-597. ISSN 0097-9805.

SNIDER, L., MAJNEMER, A., DARSAKLIS, V. Virtual reality as a therapeutic modality for children with cerebral palsy. *Developmental Neurorehabilitation*. 2010, 13(2), s. 120-128. ISSN 1751-8423.

TARAKCI, D., OZDINCLER, A. R., TARAKCI, E., TUTUNCUOGLU, F., OZMEN, M. Wii-based balance therapy to improve balance function of children with cerebral palsy: A pilot study. *Journal of Physical Therapy Science*. 2013, 25(9), s. 1123-1127. ISSN 0915-5287.

TAYLOR, M. J. D., McCORMICK, D., SHAWIS, T., IMPSON, R., GRIFFIN, M. Activity-promoting gaming systems in exercise and rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2011, 48(10), s. 1171- 1186. ISSN 0748- 7711.

TVRDÁ, K. Balanční terapie s využitím aktivních videoher. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury. Olomouc, 2014.

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

VRABEC, P., LISCHEOVÁ, B., SVĚTÍK, M., SKŘIVAN, J. Rovnovážný systém I-obecná část. Praha: Triton, 2002. ISBN 80-7254-307-5.

WALLARD, L., DIETRICH, G., KERLIRZIN, Y., BREDIN, J. Balance control in gait children with cerebral palsy. *Gait & Posture*. 2014, 40(1), s. 43-47. ISSN 0966-6362

WANG, M., REID, D. Virtual reality in pediatric neurorehabilitation: attention deficit hyperactivity disorder, autism an cerebral palsy. *Neuroepidemiology*. 2011, 36, s. 2-18. ISSN 0251-5350.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995, 3(4), s. 193-214. ISSN 0966-6362.

WOOLLACOTT, M. H, COOK, A. S. Postural Dysfunction During Standing and Walking in Children with Cerebral Palsy: What Are the Underlying Problems and What New Therapies Might Improve Balance? *Neural plasticity*. 2005, 12(2-3), s. 211-219. ISSN 1687-5443.

WOOLLACOTT, M. H, COOK, A. S., HUTCHINSON, S., CIOL, M., PRICE, R., KARTIN, D. Effect of balance training on muscle activity used in recovery of stability in children with cerebral palsy: a pilot study. *Developmental Medicine & child neurology*. 2005, 47, s. 455-461. ISSN 0012-1622.

YOU, S., JANG, S., KIM, Y. H., KWON, Y. H., BARROW, I., HALLETT, M. Cortical reorganization induced by virtual reality therapy in a child with hemiparetic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*. 2005, 47 (9), s. 628-635. ISSN 0012-1622.

ZANG, Y., GU, B., QIAN, Q., WANG, Y. Objective Measurement of the Balance Dysfunction in Attention Deficit Hyperactivity Disorder Children. *Chinese Journal of Clinical Rehabilitation*. 2002, 6 (9), s. 1372- 1374. ISSN 1671-5926.

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha č.1: Anamnestický dotazník

Příloha č.2: Informovaný souhlas

## 9 PŘÍLOHY

### Příloha č. 1 Anamnestický dotazník

#### ANAMNESTICKÝ DOTAZNÍK

Jméno:

Výška:

ID:

Váha:

Datum narození:

pravák - levák

Pohlaví:

---

DIAGNÓZA:

Přidružená onemocnění (např. epilepsie, porucha smyslových funkcí, kognitivní deficit):

Užívané léky:

Prodělané operace, úrazy:

Užívání ortopedických pomůcek:

Začátek rehabilitace (věk pacienta při zahájení rehabilitační léčby):

Rehabilitace a další terapie probíhající v současné době/poslední rehabilitační intervence:

## Příloha č. 2 Informovaný souhlas

### INFORMOVANÝ SOUHLAS S ÚČASTÍ NA VÝZKUMNÉM PROJEKTU

Jméno probanda .....

Datum narození .....

**Název projektu:** Aktivní videohry wii systému jako forma balančního tréninku-pilotní studie

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN v Motole

Odpovědná osoba: Mgr. Kateřina Medunová, medunova@gmail.com

Po podrobném ústním seznámení s náplní výzkumného projektu a po zodpovězení všech mých otázek týkajících se daného projektu prohlašuji:

- budu se dobrovolně účastnit experimentální části projektu;
- dávám souhlas k nahlížení a pořízení opisu zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytném pro splnění projektu a prohlašuji, že osobní a anamnestické údaje poskytnu dobrovolně a dávám souhlas s jejich anonymním zpracováním;
- dávám souhlas k získání klinických dat (tj. vyplnění anamnestického dotazníku);
- dávám souhlas k použití získaných dat pro další anonymní zpracování v rámci vědecké práce v souladu s platnými právními a etickými normami.

V Praze dne .....

.....

Jméno a podpis pacienta (probanda)

.....

Jméno a podpis osoby poskytující informace o projektu