

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ VLIVU BALANČNÍ TERAPIE NA STABILIZACI STOJE U
SKUPINY SENIORŮ S VYUŽITÍM AKTIVNÍCH VIDEOHER (NINTENDO WII)**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Eliška Maixnerová, fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Bc. Eliška Maixnerová

Název diplomové písemné práce: Hodnocení vlivu balanční terapie pomocí aktivních videoher (Nintendo Wii) na stabilizaci stoje u skupiny seniorů.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Rok obhajoby: 2015

Abstrakt: Zhoršená stabilita u seniorů je aktuálním problémem ve společnosti. Současně se zvyšuje riziko pádů a mnoho seniorů musí být následně hospitalizováno se zdravotními obtížemi. Následky mohou být trvalé z důvodu zdravotního omezení, což se promítá jak do osobního života, tak sociální interakce a psychického stavu seniora. Proto je třeba zvýšit úsilí v oblasti prevence a zamezení zhoršení stability pomocí pohybové aktivity. V této práci je vybráno cvičení na aktivních videohrách Nintendo. Ve výzkumné části byly sledovány dvě skupiny seniorů. Do každé patřilo 15 probandů. Jedna skupina podstoupila terapii pomocí aktivních her Nintendo Wii Fit, druhá nikoli. Oběma skupinám bylo na začátku provedeno vstupní vyšetření zahrnující anamnézu, orientační klinické vyšetření, vyšetření tandemového stoje a vyšetření na silových plošinách. Měřené parametry byly směrodatná odchylka pohybu COP – centre of pressure (SD X, SD Y), rychlost pohybu COP (mediolaterální a anteroposteriorní směr, celková). Terapie probíhala v období 3 týdnů, kdy probandi absolvovali 9 terapií. Po ukončení terapie bylo provedeno kontrolní měření, které bylo zopakováno ještě po 1 měsíci. Výsledky ukázaly, že došlo ke zlepšení posturální stability u výzkumné skupiny, na rozdíl od kontrolní. Měsíc po ukončení terapie byly naměřeny obdobné výsledky jako bezprostředně po ní.

Klíčová slova: pády, senioři, Nintendo Wii Fit, posturální stabilita, Kistler

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Name and surname of the author: Bc. Eliška Maixnerová

Title of the thesis: Evaluation of the Balance Therapy Effect to Postural Balance in a Group of Seniors Using Active Video Games (Nintendo Wii)

Department: Katedra fyzioterapie (Department of Physiotherapy)

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Year of thesis defence: 2015

Abstract: One of the topical issues of the society is the deteriorating balance in seniors. It is followed by an increased risk of falls after which many seniors must be hospitalised with health problems. Due to the health restrictions the consequences may be of permanent nature which affects not only senior's personal life and social interaction but also their mental state. That is why more efforts should go into prevention while making sure their balance does not worsen further by means of physical activities. This thesis introduces exercises using active video games – Nintendo. The research of the thesis analysed two groups of seniors, each of 15 probands. One of the groups received a therapy based on the Nintendo Wii Fit active video games while the other did not. Both groups underwent an entrance examination including medical history, approximate clinical examination, tandem stance evaluation as well as an examination on a force platform. The measured parameters included standard deviation of COP – centre of pressure (SD X, SD Y), COP velocity (mediolateral and anteroposterior direction, overall). The course of the therapy took place over 3 weeks during which probands underwent 9 therapies. After the completion of the therapies, reference measuring was conducted and repeated one month later. The results have shown that there has been improvement of the postural stability in the analysed group as opposed to the reference group. Data acquired one month after the therapy were same as those acquired immediately upon its completion.

Key words: falls, seniors, Nintendo Wii Fit, postural balance, Kistler

I hereby agree to make this thesis available for the purposes of a library.

Prohlašuji, že jsem závěrečnou písemnou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za vedení, pomoc a cenné rady v průběhu psaní diplomové práce, Mgr. Dagmar Dupalové, Ph.D., která byla u počátků této práce, domovu seniorů a chráněnému bydlení za ochotu a spolupráci. Děkuji také Mgr. Janě Zelenkové a Mgr. Elišce Valerové za korekturu a poznámky k práci.

Obsah

1	ÚVOD	8
2	PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1	Posturální stabilita	10
2.1.1	Stoj.....	11
2.1.2	Základní pojmy	11
2.1.3	Narušení posturální stability	12
2.1.4	Kompenzační strategie	13
2.2	Heuristický model posturální stability/Řízení posturální stability	14
2.3	Propriocepce.....	15
2.4	Varianty měření posturální stability	16
2.4.1	Neurocom.....	16
2.4.2	Synapsys posturography system	17
2.5	Silová plošina	17
2.6	Nintendo wii	19
2.6.1	Historie	20
2.6.2	Výhody.....	21
2.6.3	Nevýhody.....	21
2.6.4	Využití.....	22
2.7	Senioři.....	22
2.7.1	Stárnutí.....	22
2.7.2	Stáří	23
2.7.3	Fenotyp stáří a involuční deteriorace	23
2.7.4	Geriatrická křehkost a tzv. geriatrické syndromy	24
2.8	Komunikace se seniory	25
2.8.1	Bariéry v komunikaci	25
2.8.2	Schopnost příjmu a produkce sdělení u seniorů.....	25
3	Cíle práce	27
4	Výzkumné otázky a hypotézy	28
4.1	Výzkumné otázky.....	28

4.2 Hypotézy	28
5 METODIKA VÝZKUMU	29
5.1 Charakteristika souboru	29
5.2 Metoda	30
5.3 Příprava a vlastní měření	30
5.4 Vstupní vyšetření	30
5.5 Terapie	32
5.6 Sledované parametry	32
5.7 Statistické zpracování dat	32
6 VÝSLEDKY	33
6.1 Parametry charakterizující posturální výchylky a rychlost pohybu COP	33
6.2 Srovnání výzkumné a kontrolní skupiny	33
6.3 Srovnání 1., 2. a 3. měření v rámci výzkumné skupiny	39
7 DISKUZE	45
8 ZÁVĚR	52
9 SOUHRN	53
10 SUMMARY	55
11 REFERENČNÍ SEZNAM	57
12 PŘÍLOHY	62

1 ÚVOD

Zhoršení rovnováhy a chůze ve starším věku s sebou nese riziko pádů, které jsou hlavní příčinou úmrtí následkem úrazu a s tím spojených zranění, vedoucích k návštěvě zdravotního zařízení. Pád ve spojení se zraněním představuje veřejný problém spojený s vysokými finančními nároky a narušením zdraví. Závažnost tohoto problému poroste v následujících dekádách z důvodu stárnutí populace (Melzer, Benjuya, & Kaplanski, 2004). To se děje jednak z důvodu menší porodnosti a také prodlužováním se délky života (Kolář, 2009).

30 % osob nad 65 let a 50 % osob nad 80 let spadne každý rok minimálně jednou. Více než 90 % zlomenin stehenní kosti je následkem pádu. Jedna čtvrtina lidí po zlomenině stehenní kosti umírá do 6 měsíců po úrazu. Lidem, kteří tuto zlomeninu přežijí se o 10-15 % zkrátí průměrná délka života (Melzer et al., 2004). Většina pádů nemá následky fyzické, nýbrž psychické. Lidé mají strach z dalšího pádu (Bainbridge, Bevans, Keeley, & Oriol, 2011), omezí mnohé činnosti, čímž se sníží fyzická i sociální aktivita a dochází k celkovému snížení kvality života.

Narušení rovnováhy koreluje s vyšším rizikem pádů, proto je třeba zajistit účinné intervence ke snížení poruchy rovnováhy (Melzer et al., 2004; Blaszczyk & Michalsku, 2006). Tyto poruchy se projevují nejen při chůzi, ale také ve stoji. Stárnutím dochází k fyziologickým změnám organismu a ty se pak projevují právě zhoršením stability stoje (Kolář, 2009).

Stoj je nedílnou součástí pravidelné denní aktivity. Vedle chůze a sedu se jedná o nejčastější polohu těla. Stoj zajišťují vzpřimovací svaly, které drží tělo proti gravitaci. S postupem věku tyto svaly ztrácí na své kvalitě i kvantitě a dochází ke zhoršení držení těla. S tím je spojena snížená koordinace, zhoršení rovnováhy a přibývajícím riziko pádu.

Ke zhoršení kvality dochází zvláště v oblasti senzorických funkcí, u kvantity hovoříme o svalové slabosti dolních končetin. Obě tyto příčiny korespondují s instabilitou během stoje i chůze a mohou vést k pádu. Podle některých autorů se ukazuje, že senioři, u kterých se častěji vyskytují pády, chodí pomaleji a postupně ztrácí schopnost chůze úplně. Tím se omezí pohybová aktivita a tito lidé se přeorientují na sedavý způsob života. Dochází pak k různým patopsychologickým důsledkům, včetně svalové atrofie, poruchy

balance, ortostatické hypotenzi a poruchám kardiorespiračního systému. Současně se objevují apatie, deprese a kognitivní dysfunkce. Na základě těchto vědomostí se dá vysvětlit, proč je tak vysoké procento lidí, kteří potřebují ústavní péči či se pohybují na vozíku.

Pohybová aktivita se jeví jako nezbytná při snaze o zvýšení svalové síly a snížení rizik pádu při chůzi. Pracovat je třeba zvláště na statické rovnováze a na rychlosti chůze a současně i na zvýšení svalové síly (Toulotte, Tourse, & Olivier, 2012).

Tato práce je zaměřena na hodnocení vlivu cvičení na aktivní videohře Nintendo Wii, kdy se snažíme zjistit, zda pravidelná pohybová aktivita, založená na nácviku rovnovážných funkcí, může mít vliv na zlepšení stability ve stoji. Také nás zajímá, zda předpokládaný efekt bude mít přetrvávající účinky i po skončení terapie. V práci se píše o posturální stabilitě, která bývá u seniorů narušena, jak se dá tato stabilita měřit a hodnotit, o různých typech stoje, které byly v rámci práce vyšetřovány a o největších aspektech, rizicích a charakteristice seniorské populace.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Posturální stabilita

Kolář (2009) uvádí posturální stabilitu jako jednu ze tří složek posturálních funkcí. Kromě posturální stability sem patří ještě posturální stabilizace a posturální reaktibilita.

Posturální stabilita je charakterizována jako vnější projev snahy udržet rovnováhu. Je to vlastnost, kdy malé rozdíly ve vstupních informacích mohou výrazně ovlivnit výstup, který je pozorovatelný zvnějšku. Vařeka (2002a, 116) popisuje posturální stabilitu jako „schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu“. Kolář (2009) ji popisuje jako kontinuální zaujímání stálé polohy. Vliv na vzpřímené držení mají tři oblasti, senzoričká (propriocepce, zrak, vestibulár), řídicí (mozek a mícha souhrnně jako CNS) a výkonná (pohybový aparát).

Důležité je si uvědomit, že udržení rovnováhy je ztíženo biomechanickou podstatou těla. Vzpřímené tělo, stojící na dvou dolních končetinách je nestabilní systém daný malou opěrnou bází a vysoko uloženým těžištěm tzv. model obráceného kyvadla (Vařeka, 2002a). Proto snadno může dojít k narušení rovnováhy. Stabilita je přímo úměrná hmotnosti a velikosti opěrné báze, nepřímo úměrná je pak výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdáleností průmětu těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze, sklonem opěrné plochy k horizontální rovině (Kolář, 2009). Ve spojitosti s pohybovým aparátem je třeba dbát i na viscerální vzory. Mnoho interních onemocnění se projevuje navenek (oblast páteře, kloubů, fascií, svalů), proto u seniorů je třeba hlídat i tento aspekt narušení (Bitnar, 2011).

Posturální stabilizaci Kolář (2014) popisuje jako aktivní, tedy svalové, držení segmentů těla proti působení vnějších sil. Tato aktivita je řízena pomocí CNS. Díky této segmentální stabilizaci je možné, aby došlo k vzpřímení těla a lokomoci.

Na dobré posturální stabilizaci se výrazně účastní svaly trupu stabilizující páteř. Stabilizace se děje pomocí obecně známého pojmu Hluboký Stabilizační Systém Páteře (HSSP). Stále se diskutuje o tom, které svaly přesně patří do této funkční jednotky. Lepší je proto nazývat jednotku Integrovaný Stabilizační Systém Páteře (ISSP), protože na stabilizaci trupu se nepodílí jen krátké „hluboké“ svaly, ale též povrchově uložené svaly.

Svaly, které k ISSP řadíme, jsou: krátké svaly páteře (spinospinální, transversospinální svalový systém, mm. interspinales, mm.intertransversarii), svaly dna pánevního (diaphragma pelvis), m. transversus abdominis, bránice, tzv. hluboké flexory krku (m. longus colli et capitis, m. rectus capitis lat et ant.). Dále jsou některými autory zařazovány partie šikmých břišních svalů, intercostální svaly, či určité snopce m. iliopsoatu. (Bitnar, 2011). Celá tato funkční jednotka musí být aktivovaná ještě před započítáním fázického pohybu, tělo se musí tzv. přednastavit. Toto zastabilizování tzv. posturální reaktibilita zajistí vzpřímené držení a následný pohyb (Kolář, 2009).

Posturální reaktibilita popisuje děj, ke kterému dochází při překonávání odporů. Musí dojít k převedení kontrakční síly na momenty sil v pákovém segmentovém systému těla, které vyvolá reakční sílu. Smyslem je vytvořit pevné punctum fixum daného pohybu (Kolář, 2009).

2.1.1 Stoj

Stabilitu je třeba držet nejen v stoji, ale též při chůzi. Je třeba si nejprve uvědomit, že ani samotný stoj není zcela statický. Vždy dochází k určitému vychylování. Proto je vhodnější používat pojem kvazistatický stoj na místo pojmu statický stoj. V průběhu stoje se mění momenty sil působících na tělo a dochází současně i k různě velkým pohybům segmentů mezi sebou. Ve stoji se tedy mění polohy Centre of Pressure (COP), Centre of Mass (COM) i Centre of Gravity (COG) (Vařeka, 2002).

2.1.2 Základní pojmy

COP – „působíště vektoru reakční síly podložky“ (Vařeka, 2002a). Tato tlaková síla se dá spočítat např. v rozích silových plošin.

COM – místo, kde je soustředěna veškerá hmota tělesa, jedná se o hypotetický bod. V tomto bodě by tělo mělo být v rovnováze, bez tendence k otáčení. Výška tohoto místa se udává u mužů v 57 % výšky při stoji, u žen v 55 % výšky (Huei-Ming, 2003). V průběhu věku, růstu, změny stavby a držení těla se tato výška mění.

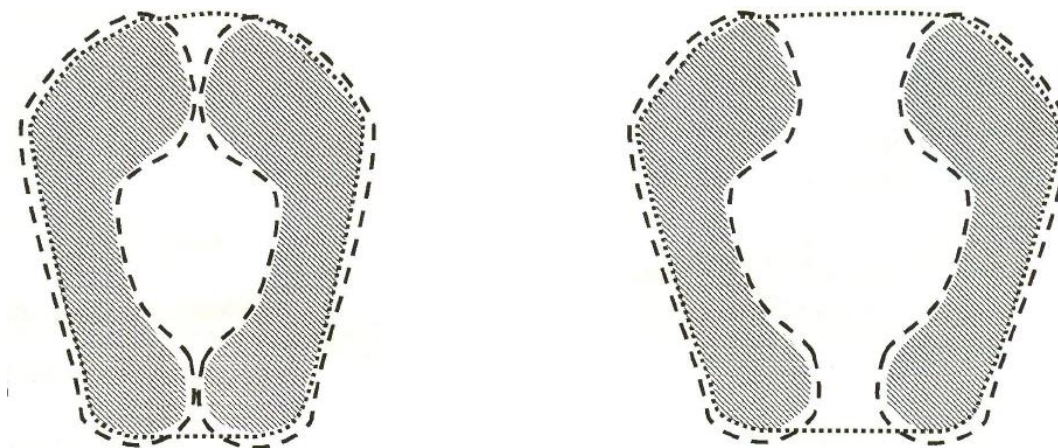
COG – „průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze“ (Vařeka, 2002a). Vždy se musí nacházet uvnitř opěrné báze, jinak se nejedná o COG (Herpin, Gauchard, Lion., Collet, Keller, & Perrin, 2010).

Postura – znamená aktivní (dynamické) držení segmentů těla proti gravitaci. Postura je součástí všech poloh a pohybů a tím pádem je předpokladem pro vykonání jakéhokoliv pohybu. Postura provází pohyb jako stín (Kolář, 2009).

V chůzi jsou na tělo kladeny větší nároky, proto i udržení stability je obtížnější. Během stoje je třeba, aby se COG vždy nacházel uvnitř opěrné báze. Touto bází rozumíme ohraničenou oblast nejvzdálenějšími body opěrné plochy. Opěrná plocha je část plochy kontaktu, která je momentálně využita k opoře (Vařeka, 2002a).

S procesem stárnutí, kdy dochází ke zhoršení rovnováhy, se opěrná báze rozšiřuje. V seniorském období je větší výskyt opěrné báze na obr. 2 než typu z obr. 1 (Melzer et al.).

Obrázek 1. Úzká opěrná báze (Vařeka, 2002a) **Obrázek 2.** Široká opěrná báze (Vařeka, 2002a)



2.1.3 Narušení posturální stability

Posturální stabilita se všemi svými třemi částmi, senzoricke, řídicí a výkonnou může být narušena. Stačí, když je oslabena nebo porušena funkce jedné z částí a už dojde k problémům s rovnováhou. Porucha se nemusí projevit při klidném stoji, ale až v náročnějších pozicích (Vařeka, 2002).

Mohou to např. způsobit neurodegenerativní změny v neuromuskulární kontrole těla, které se objevují s přibývajícím věkem a snížené vnímání sensorických vjemů (zrak, chuť, čich, hmat, sluch). To je také důvod, kdy je třeba využívat větší hlasitosti při práci se

seniory a brát ohled na porušení zraku při terapii. Dalším problémem je pomalejší funkce centrálního systému a snížení celkové síly a výkonu (Blaszczyk et al., 2006).

Výhodou poruchy stability je, že se jedná o jeden z ovlivnitelných faktorů. Tréninkem je možné tento deficit dohnat (Bainbridge et al., 2011).

2.1.4 Kompenzační strategie

S narůstajícím věkem klesá stabilita vzpřímeného stoje a objevují se náhradní programy k zajištění této stability. Taková kompenzace zahrnuje změny v hierarchii různých náhradních strategií, které jsou evidentní ve stáří. Studie ukazují, že senioři potřebují delší čas ke znovuzískání stabilní pozice (Blaszczyk et al., 2006).

Kompenzační strategie se mohou dělit dle různých kritérií na proaktivní a reaktivní, anebo na statické a dynamické. Statickou strategii využíváme v počáteční fázi narušení rovnováhy, kdy zůstane COP v opěrné bázi (Vařeka, 2002). V této chvíli využíváme kotníkové strategie k udržení stability v předozadním směru nebo kyčelní strategii, která se využívá v laterolaterálním směru. U kotníkové strategie se využívá zvláště souhra plantárních a dorzálních flexorů hlezna, kyčelní strategie má pak výhodu lepší anatomická stavby, díky které je omezena volnost pohybu DKK do stran a tím dochází k větší stabilitě než při kotníkové strategii. Též díky delší páce je účinnost svalů výrazně větší, než je tomu u kotníkové strategie. Kyčelní strategie je více využívána z důvodů omezené dorzální flexe hlezenního kloubu (Bainbridge et al., 2011). Opěrná báze se nachází při kotníkové strategii před tělem. Je to tak kvůli aktivitě m.triceps surae. V případě, že by tomu tak nebylo, tělo není schopné udržet rovnovážný stav menší aktivitou m.tibialis anterior a dojde k narušení postury. Proto se CNS snaží držet opěrnou bázi před tělem, aby nedošlo k pádu vzad.

Když se COP neudrží v opěrné bázi a zvýší se nároky na stabilitu, využívá se dynamická strategie. K té patří např. kroková teorie (Blaszczyk et al., 2006), chycení se pevné opory (Vařeka, 2002). Může to být spojeno s oslabením stabilizátorů kotníku ve vyšším věku, které jsou určeny ke stabilitě. Stejně tak se v této fázi mění symetrické zatížení DKK při využívání kotníkové či kyčelní strategie na asymetrické zatížení. Toto asymetrické zatížení je charakteristické pro krokovou strategii, kdy přenos váhy ulehčuje udělat krok. To, co si senior vybere, jako náhradní strategii, závisí na kvalitě posturální kontroly, která ovšem dramaticky klesá s věkem. Komplexní zhoršení posturálního

systému ve vyšším věku zvyšuje velikost posturální odchylky. Tak můžeme očekávat preferování krokové strategie ve spojitosti s vyšším věkem a asymetrickým zatížením DKK (Blaszczyk et al., 2006).

Může se však situace ještě ztížit a pak nastoupí tzv. program preventivního řízení pádů (Vařeka, 2002).

Vždy má vliv momentální kondice jak psychická, tak fyzická. Pokud si předem vyberou jednu strategii, urychlí se celý proces a je větší šance na včasné zastabilizování v nové poloze. Ukázalo se, že pokud má senior jeden úkol, je schopen ho provést rychle, ve chvíli, když má za úkol více věcí, čas se prodlužuje na rozdíl od mladého člověka. Prodloužený čas může mít významný vliv na náhradní strategie, a tak přispívá k posturální nestabilitě. K redukci tohoto problému musí nervový systém předvybrat jednu náhradní strategii, kterou následně použije (např. připravit jednu dolní končetinu ke kroku, pohyb horních končetin). Posturální stabilita je změněna z důvodu zvětšení rozsahu posturální výchylky (postural sway) okolo COP. To způsobí pokles ostroty senzorů a tím dojde ke zhoršení jak COP tak posturální stability (Blaszczyk et al., 2006).

2.2 Řízení posturální stability

Na kontrolu posturálního systému může být nahlíženo jako na systém s trojitým vstupem a jednotným výstupem. Propriocepce, viz a vestibulární systém jsou hlavní zdroje informací o poloze a pohybu těla v prostoru. Jako výstup z těla se považuje Center of Gravity (COG), který kontroluje polohu. Vestibulo- spinální reflex se účastní na posturální kontrole a rovnovážných funkcích a hlavní vliv má stimulační z otolitů. Vizuální systém zasahuje do posturální kontrol se zpožděním a jeho maximální senzitivita byla zjištěna pro frekvenci 0,1-0,3 Hz. (Blaszczyk et al., 2006).

Vzpřímený postoj je definován jako vztah segmentů těla a globální, vertikální orientace těla v gravitačním poli. Takovou orientaci kromě úzké báze a multisegmentální tělesné architektury určuje též instabilita postury. Klasická definice posturální stability je založena na pozici COG v prostoru s respektováním psycho- fyziologických hranic a spolu tvoří stabilní systém. Jako COG nechápeme pouze jeden určitý bod, ale jedná se o bod, který osciluje, tedy prostor. Tyto malé pohyby byly v literatuře popsány jako posturální výchylka. V praxi se více využívá center of foot pressure (COP), který je snáze přístupný

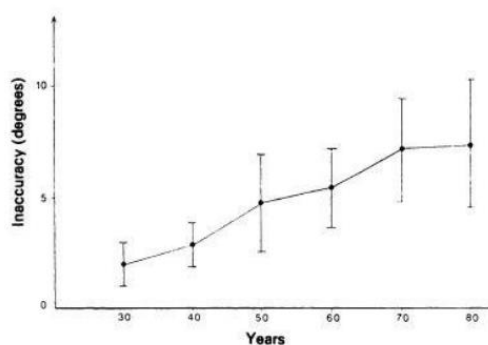
a podává kvalitnější informaci ohledně kontroly rovnováhy. Studium této problematiky se hodně zabývaly studie Sheldona (1963). On první ukázal, že neschopnost kontrolovat posturální výchylku ve vyšším věku je hlavním důvodem jejich posturální instability. Jedná se o jeden z faktorů výskytu pádů u seniorů.

2.3 Propriocepce

Propriocepce patří spolu s kožním čítím do somatosenzorického systému. Dělí se na propriocepci statickou (statestezie), která popisuje vnímání vzájemné polohy segmentů, a dynamickou (kinestezie), která vnímá pohyb segmentů. Informace o propriocepci dávají proprioceptory, kam patří ruffiniformní a paciniformní tělíska, svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska a Ruffiniho tělíska (Kralíček, 2011).

Studie Barretta, Cobba a Bentleyho (1991) zjišťovala vliv věku na vnímání propriocepce. Vyšetření bylo provedeno na 147 probandech, vždy na kolenním kloubu. Výsledky ukazují, že kvalita propriocepce se věkem zhoršuje (Obr. 3). Je to dáno periferními nebo centrálními vlivy. Mezi periferní patří úbytek myelinu, snížená citlivost svalových vřetének, změny ve složení svalových vřetének, snížení jejich počtu a nakonec i snížení počtu kožních receptorů (Herter, Scott, & Dukelow, 2014).

Obrázek 3 Vliv věku na kvalitu propriocepce (Barrett, Cobb, & Bentley, 1991)



U centrálních vlivů se ukázalo, že při stejném zadání úkolu, starší lidé více aktivují kortikální oblast než mladší lidé. Má se za to, že proprioceptivní přesnost je více ohrožena, když se úkolu nevěnují s velkou pozorností. Zatím se neví, zda tento fakt odráží kompenzační mechanismus pro ztrátu periferních proprioceptorů, nebo pro sníženou činnost putamen, nebo zda v tom hraje roli něco jiného (Goble et al, 2012).

Koralewitz a Engh (2000) se zaměřili na rozdíl mezi muži a ženami a došli k závěru, že u žen je propiocepce horší. Měření bylo prováděno na 66 ženách a 51 mužích, opět se práce věnovala měření propiocepce v kolenním kloubu.

Lepší kvalita propiocepce je spojena s lepší posturální stabilitou (hodnoceno testem stoje na jedné DK), stejně tak s vyšším subjektivním vnímáním stability u probandů a vyšší svalovou silou svalů kolenního kloubu (Sanchez-Ramirez et al., 2013). Stejným tématem se zabývala také studie McChesney a Woollacott (2005). Propriocepce byla měřena pomocí odchylek COP. Výsledky ukázaly, že u pacientů nad 70 let s horší kvalitou propiocepce se signifikantně zvýšil rozptyl COP.

2.4 Varianty měření posturální stability

Posturální stabilita se dá zjišťovat pomocí řady měřících systémů. Nejčastěji jsou využívány silové plošiny (AMTI, KISTLER, BERTEC, NEUROCOM), které využila tato práce, Synapsys posturography system (SPS) (systém využívaný zejména ve Francii) nebo diagnostický a terapeutický modul SMART EquiTest (NEUROCOM).

2.4.1 Neurocom

Neurocom (Obr. 4) je senzitivní počítačové zařízení, které měří statické i dynamické situace. Vyšetřuje somatosenzorický test, motorický test (translační pohyb), adaptační test (rotační pohyb), symetrie zátěže, stoj na jedné dolní končetině, práce s biofeedbackem. Slouží nejen k diagnostice, ale také k terapii (Hammami, Behm, Chtara, Othman, & Chaouachi, 2014).

Obrázek 4 Neurocom (Hammami, Behm, Chtara, Othman, & Chaouachi, 2014).



2.4.2 Synapsys posturography system

Synapsys posturography system (SPS) hodnotí tři vstupy (zrak, propriocepci a vestibulární systém), které porovnává se smyslovým organizačním testem. Plošina (Obr. 5) pracuje s translačními pohyby, pohyby sinusovými, dále může být aplikována stimulační různými podněty. Cílem vyšetření je zjistit statickou, dynamickou rovnováhu pacienta, symetričnost reakce, přizpůsobivost (rychlost a účinnost). Na základě zjištěných údajů je možné se zaměřit na stabilizaci, přenos a nesení hmotnosti, posturální kontrolu, přístroj obsahuje i 2D a 3D hry (bludiště, tunel, kulečnick) (Anonymous, 2013).

Obrázek 5 Synapsys posturography system (Anonymous, 2013)



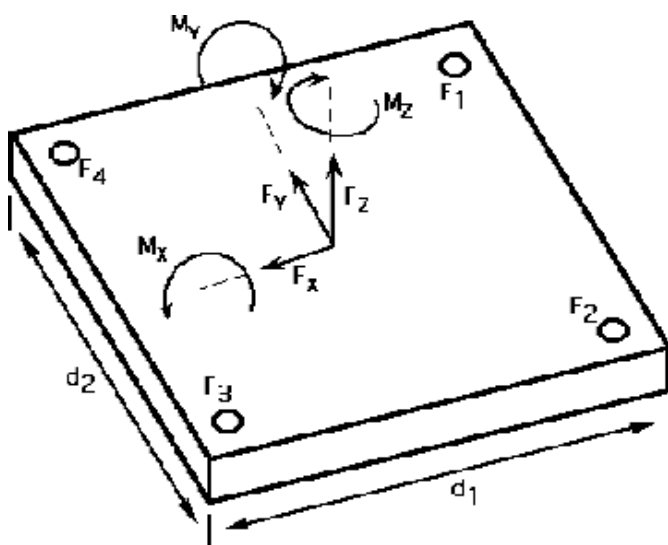
2.5 Silová plošina

Silová plošina je zařízení ve tvaru desky umístěné rovnoběžně s podlahou. Je postavena většinou na čtyřech podstavcích, které jsou v rozích plošiny. V každém z rohů je umístěn jeden tříosý snímač síly. Tento snímač je v dnešní době buď piezoelektrický krystal (např. silové plošiny Kistler, vhodnější u měření dynamických dějů) nebo tenzometrický snímač (vhodnější pro měření statické síly). Snímače mění naměřenou sílu na elektrický signál (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey, 2004).

Silové plošiny se používají k posouzení držení těla jako standart pro klinickou praxi a také v rámci výzkumu v mnoha lékařských oborech (Baldini, Nota, Assi, Ballanti, & Cozza, 2013).

Silové (tenzometrické, piezoelektrické) plošiny (Obr 6.) se dají využívat buď k dynamické analýze pohybu, která se využívá pro kvantifikaci pohybu nebo k měření stability stoje. Dynamická analýza se využívá např. u sportovců, kde se měří maximální síla (dynamometrie) a změny sil v průběhu daného pohybu (dynamografie). U všech typů měření je základem zjištění reakční síly, která je výslednicí interakce kontur těla a povrchu plošiny. Je rozložena na tři základní složky do třech směrů. Směry jsou anteroposteriorní, mediolaterální a vertikální. Díky rozkladu složek můžeme prostorově popisovat pohyb z hlediska působící síly (F_x , F_y). Mezi další parametry patří velikost silových momentů jednotlivých složek reakční síly (M_x , M_y , M_z). U měření rovnováhy je to pak „analýza trajektorie váženého průměru tlakových sil, které působí na konturu těla s podložkou – COP“. Při stoji se objevují titubace a výsledkem jednotlivých průmětů je tzv. konfidenční elipsa. Její parametry (velikost obsahu, délka a směr os, hodnota směrodatných odchylek v daném směru apod.) nás informují o velikosti změn průběhu sledované úlohy (Janura, Vařeka, Lehnert, Svoboda, et al., 2012).

Obrázek 6 Silová plošina AMTI pro měření reakční síly (Janura, Vařeka, Lehnert, Svoboda, et al., 2012)



V rámci této práce byl prováděn výzkum na dvou silových plošinách typu Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Švýcarsko). Výška plošiny je 0,35 m a hmotnost 18 kg. Oba tyto parametry umožňují, při typických rozměrech plošiny 0,606 x 0,406 m, její jednoduché umístění na rovném a pevném povrchu. Zesilovač má plošina zabudovaný v sobě, rozpětí měřené síly se pohybuje od 0 do 10 kN (Janura, Elfmark, & Svoboda, 2012).

Baldini et al. (2013) se snažili zjistit spojitost mezi žvýkacími svaly a posturální kontrolou pomocí měření na silových plošinách. Výsledky ukazují, že se tyto dva systémy ovlivňují, žádný z výsledků však není signifikantní. Proto se silové plošiny nepoužívají v rámci dentální diagnostiky. Někteří autoři (Perinetti, 2006) nepovažují dosavadní studie za dostačující, proto nepokládají měření na silových plošinách za důvěryhodné.

2.6 Nintendo wii

Tento systém se skládá ze dvou hlavních složek. Jednou je Wiimote, což je základní ovladač a druhou je Wii balance board, což je balanční podložka, na které hráč stojí a cvičí.

Princip spolupráce těchto dvou částí je zajištěn pomocí přenosu signálů přes Bluetooth, které komunikuje s herní konzolí. Z bezdrátového ovladače Wiimote, o velikosti 148 x 36, 2 x 30,8 mm, je vyslán signál do Wii balance board (WBB). Ovladač obsahuje akcelerometr se snímáním pohybu ve třech rovinách a minikameru. Zmiňovaná minikamera se nachází v přední části Wiimote ovladače, spolu s přijímací lištou (Sensor Bar) zajišťuje zaměření a určení polohy hráče. Přijímací lišta, umístěna pod či nad obrazovkou, obsahuje dvě skupiny infračervených diod. Světlo z těchto dvou diod je snímáno minikamerou a dojde k určení vzdálenosti mezi Wiimotem a obrazovkou a současně k určení natočení k přijímací liště.

Wii balance board je vybaven tlakovými snímači a též bezdrátově spojen s Wii konzolí. Tato podložka snímá hodnoty COP. Při terapii hráč stojí na boardu, ze kterého je přes změnu těžiště a přenos váhy snímají hodnoty COP ke zpracování (Dupalová, Šlachťová, & Doleželová, 2013).

2.6.1 Historie

První herní konzole byla vytvořena roku 1970, počítačové hry se začaly objevovat pod pojmy „Computer Space“ nebo „Pong“. V dnešní době se jedná o velký business, kdy tři největší firmy jsou Nintendo Wii, Microsoft Xbox 360 a Sony Playstation 3.

S postupným rozvojem internetu se hry zdokonalují, využití se rozšiřuje, je možné hrát po celém světě, kvalita hry se zvyšuje, její grafika, rychlost, design. Hry jsou zaměřeny na různé oblasti jako sport, dobrodružství, strategie, taktika, závod, puzzle nebo simulace nějaké činnosti. Stejně tak se zmenšuje velikost zařízení, kdy už se vyrábí i kapesní varianty. Dříve byly velké konzole, s nutností počítače.

Význam hraní her je také ve zlepšení koordinace rukou, očí, řešení problémů, rozvoj dovedností a schopností. Je třeba brát v úvahu zvýšené vystavování cvičenců, zvláště dětí, násilí (Anonymous, 2015).

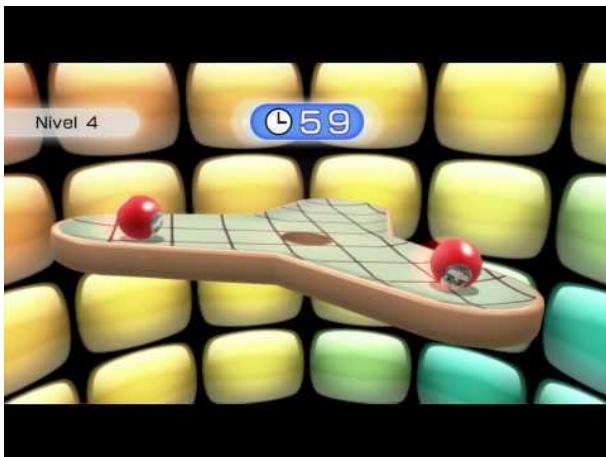
Je mnoho typů herních konzolí, mezi ně patří např. Wii U (připojen tablet, vybaven dotykovým displejem i analogovou páčkou a tlačítka společně se zabudovaným pohybovým senzorem), Wii, Nintendo 3DS XL, Nintendo 3DS (přenosný, dá se hrát po cestě), Nintendo DSi XL, Nintendo DSi, Nintendo DS, Nintendo DS Lite, Pokéwalker, Nintendo GameCube, Game Boy, NES, Super NES, N64 (Anonymous, 2013).

Existuje mnoho typů her, které se využívají. Umí zapojit všechny části těla. V rámci této práce se využívaly pouze ty, které pracují s přenosem těžiště těla. Probandi hráli hru penguin slide (Obr. 7), table tilt (Obr. 8) a balance bubble (Obr. 9)

Obrázek 7 Penguin slide (Anonymous, 2015)



Obrázek 8. Table tilt (Anonymous, 2015)



Obrázek 9 Balance bubble (Anonymous, 2015)



2.6.2 Výhody

Výhodou cvičení na Nintendo Wii fit je nízká cena, snadnost používání, přenositelnost (Bainbridge et al., 2011; Huurnink, Fransz, Kingma, & Dieen, 2013), atraktivnost, dostupnost, rozmanitost, motivace, bodování sloužící k soutěživosti a kontrole. Mimo to pracuje s vizuální a akustickou zpětnou vazbou. Nintedoo Wii fit se dá dobře využít v domácnosti.

2.6.3 Nevýhody

Nevýhodou je, že při cvičení se používá virtuální realita. Senzorický vjem a taktilní zpětná vazba ze samotného cvičení se liší oproti cvičení bez použití počítačové technologie. Reálný pohyb se přesně neshoduje s pohybem, který je vidět na obrazovce. Cvičící se snaží dosáhnout co nejlepšího výsledku, mnohdy na úkor kvality prováděného pohybu. To ze zdravotního hlediska není ideální. U některých lidí bylo prokázáno tzv.

motion sickness (pohybová nevolnost – dezorientace, posturální nejistota, nauzea, pocení, bolest očí) a jiní udávají, že jsou pro ně hry příliš obtížné.

2.6.4 Využití

S úspěchem se Nintendo Wii fit používá v neurorehabilitaci u traumat mozku, Downova syndromu, Parkinsonovy nemoci, dětské mozkové obrny, centrální mozkové příhody.

Při cvičení je přenesena zodpovědnost na pacienta a tím dochází ke snížení vytížení terapeuta, což zvyšuje efekt terapie.

Nintendo Wii fit slouží i k diagnostice rovnováhy. Nevýhody v porovnání s měřením na silových plošinách jsou nedostupnost horizontálních sil, méně vzorků (z WBB 35 vzorků za sekundu, ze silové plošiny 1000 vzorků za sekundu), nekonzistentní interval vzorkování, příležitostné závady a chyby v měření dat. Výrobce doporučuje maximální zatížení 1962N. Data se pak přenáší pomocí Bluetooth. Výsledky studie ukázaly, že rozdíl mezi měřením na silové plošině a WBB není tak signifikantní. Proto se k diagnostice dá využívat i WBB (Huurnink, 2013).

Nintendo se kromě terapeutického využití také používá k diagnostice. Koslucher et al. (2012) se snažili zjistit změnu postury při různých vizuálních úkolech. Zjistili, že balanční podložka je vysoce citlivá.

2.7 Senioři

2.7.1 Stárnutí

Pod pojmem stárnutí (gerontogeneze, involuce) rozumíme biologický, přirozený proces, kdy dochází ke snížení adaptačních schopností a úbytku funkčních rezerv organismu. Již od početí dochází ke stárnutí a vyvíjení organismu, ale s poklesem funkce se stárnutí poji až po dosažení sexuální dospělosti (Kalvach, et al., 2004).

Během stárnutí dochází ke změnám morfologickým, degenerativním a funkčním ve všech orgánech těla (Pacovský, 1990).

V komplexnějším pojetí je stárnutí „univerzální proces postihující živou hmotu“ (Kalvach et al., 2004, 67).

Stárnutí v užším vymezení je popisováno jako přechodná vývojová perioda mezi dospělostí a stářím. Vzniklé strukturální a funkční změny jsou regresivní, nevratné a neopakovatelné. Stárnutí tedy představuje neodvratný fyziologický děj, který je cestou do stáří (Pacovský, 1990).

2.7.2 Stáří

Stáří (sénium) je označení posledních etap ontogenetického vývoje člověka. Popisuje se jako důsledek involučních změn probíhajících různou rychlostí a s výraznou inter-individuální variabilitou (Kalvach et al., 2004). Vliv na charakter stáří má řada faktorů, např. zdravotní stav, životní styl, vlivy sociálně ekonomické a psychické.

2.7.3 Fenotyp stáří a involuční deteriorace

Geriatrická deteriorace, zdravotní labilita a vulnerabilita starého člověka a výsledná porucha jeho soběstačnosti, mnohdy i sebeobsluhy představují ekonomické i organizační problémy. Problémem současné doby je rozdělení kompetencí v této oblasti, protože se jedná o oblast zdravotně-sociální. Následně pak dochází k zastavení rozvoje znalostí a stereotyp řešení této problematiky.

Involuční deteriorace je multikauzální, věkově podmíněné změny, které se ve stáří manifestují a narůstají. Mezi tyto změny řadíme rozvoj fenotypu stáří, ubývání potenciálu zdraví (výkonnost, odolnost, adaptabilita), zhoršování zdravotního a funkčního stavu seniora, vznik funkčních deficitů (Kalvach, et al., 2008).

Vliv na deterioraci mají genetické dispozice, involuční biologické změny, prodělané úrazy a choroby, zvláště chronické se všemi svými symptomy a farmaky (Kolář, 2009), dosavadní životní styl včetně pohybové aktivity, výživa, alkohol, návykové látky a ostatní vlivy okolního prostředí včetně psychiky daného jedince. Kvalita stárnutí se pak odvíjí od toho, jak je jedinec schopen ovlivnit některé z těchto faktorů (Kalvach, et al., 2008).

Důsledkem deteriorace může být disabilita, může být postižen jeden nebo více orgánů v těle, častěji jsou postiženy dolní končetiny, částečně je ovlivnitelná (Kalvach, 2008). Omezení negativního působení těchto vlivů mají např. rekondiční pobyty a péče o pohybový aparát s korekcí funkčních poruch, svalových dysbalancí. Ve spojitosti s rehabilitací je zřejmý dobrý vliv na psychický stav seniora, adaptaci na stáří, sebeúctu,

sebevědomí nebo také vliv na posturu a chůzi (Kolář, 2009). Deteriorace má několik fází: asymptomatickou, klinickou manifestaci, disabilitu a terminální fázi.

Vliv na fenotyp stáří neboli stařecký vzhled má několik faktorů. Některé jsou více, jiné méně ovlivnitelné životním stylem. Celkově mezi faktory řadíme genotyp a biologickou involuci, choroby postihující jedince spolu s farmakoterapií, životní styl a to zvláště pohybovou aktivitu, vliv prostředí fyzikálního a sociálního nebo psychický stav jedince (Kolář, 2009).

2.7.4 Geriatrická křehkost a tzv. geriatrické syndromy

Jedná se o obecně přijímaný koncept úbytku funkční zdatnosti. Problémem je špatná operacionalizace a kvantifikace tohoto konceptu, mimo jiné z důvodu spirálovitého vývoje obtíží, které se vzájemně ovlivňují. Proto zatím nebyla stanovena přesná definice tohoto pojmu (Fried, et al., 2001). Těžké je tedy určit, co je příčinou a co je důsledkem. Mezi nejuznávanější kritéria patří: nezáměrně zhubnout 5 a více kg za rok, únava a vyčerpanost, svalová slabost, nízká fyzická aktivita, pomalá chůze (Kolář, 2009, Fried et al., 2001). Nedostatečnost pohybu je způsobena též nedostatkem motivace, špatným počasím, problémy s přepravou, jinými sociálními bariérami nebo bezpečností (Welmer, Mörck, & Dahlin-Ivanoff, 2012). Křehkost se manifestuje převážně geriatrickými syndromy a symptomy. Geriatrické syndromy v tomto spojení chápeme jako klinicky významné, často stereotypní, multikauzálně podmíněné a kauzálně mnohdy neřešitelné obtíže. Jako geriatrické obry v 70. letech 20. století B. Isaacs vymezil instabilitu, imobilitu, inkontinenci, intelektové poruchy (delirium, demence), iatrogenní obtíže (nežádoucí účinky léků a geriatrický hospitalismus). V dnešní době došlo k úpravě hlavních syndromů a mluvíme o anorexii s hubnutím, hypomobilitě s dekondíci a svalovou slabostí, instabilitě s pády, imobilitě, kognitivním deficitu a poruchách chování, inkontinenci či terminální geriatrické deterioraci. Z rehabilitačního hlediska má větší význam výčet těchto syndromů než názvy chorob, které seniora trápí. Největší význam pak mají syndromy hypomobilita, imobilita a instabilita s pády (včetně strachu z pádu, který je též indikací k rehabilitaci) (Kolář, 2009).

2.8 Komunikace se seniory

V rámci práce se seniory je třeba se zmínit o komunikaci, která má některá specifika. O nich se zmiňuje ve své knize Pokorná (2010). Nesmíme zapomenout na vliv věku a s tím spojené schopnosti a dovednosti posluchače. Vliv na kvalitu porozumění má průběh stárnutí jednotlivého seniora. Z tohoto pohledu se stárnutí dělí na úspěšné (zachované funkční schopnosti, neporušená kognice), normální (změny kognitivních funkcí vzhledem k věku, drobné abnormality v psychických schopnostech a drobné poruchy paměti) a na patologické (vyskytují se změny ve větší míře). U všech seniorů je třeba brát v úvahu nutnost dostatečného času při komunikaci. Obdobně, jako při konverzaci mladších osob, i komunikace seniorů má své hlavní záměry. Mezi ty patří potřeba sociálního kontaktu a interakce, potřeba vysvětlení a ujištění, dále potřeba rady, podpory a edukace a v neposlední řadě také potřeba komfortu a útěchy popř. ujištění a uklidnění.

Uzpůsobení komunikace je vysoce individuální. Věk seniorů se může hodnotit z několika úhlů (biologický, kalendářní, sociální, psychologický). Při komunikaci klademe důraz na biologický věk. Ten mluví o skutečném stavu seniora, zahrnuje somatické změny jedince, funkční stav, kondici, výkonnost a současně patologie. Na základě těchto poznatků přizpůsobujeme komunikaci danému jedinci. To by nebylo možné na základě dělení dle kalendářního věku, který je vhodný spíše pro zařazení do života společnosti (odchod do důchodu, rekvalifikace aj. a ne k sebehodnocení seniora.

2.8.1 Bariéry v komunikaci

Dle Pokorné (2010) můžeme tyto bariéry dělit na interní a externí. Mezi interní řadíme obavy z neúspěchu, bariéry postoje (xenofobie), nepřipravenost, negativní emoce (strach, zlost) a fyzické nepohodlí či nemoc. Mezi externí pak vyrušení další osobou, vizuální rozptylování, neschopnost naslouchat, komunikační zahlcení a hluk se šumem. Dále komunikaci omezují problémy se sluchem, orientací a zmateností, poruchou řeči, poškozením zraku.

2.8.2 Schopnost příjmu a produkce sdělení u seniorů

Při procesu komunikace je třeba se věnovat třem hlavním částem, příjem informace, dekodování a reakce na sdělení. Obecně se ve společnosti více hovoří o tom, jak na seniora mluvit, o dalších dvou částech se již tolik nemluví.

Za mylné je často považováno, že senior nerozumí přijímanému sdělení. Naopak, senior má větší slovní zásobu (Light, 1991) než mnoho mladších dospělých, také proto je schopen dobře pochopit obsah. Podstatnější je pro něj smysluplnost a kontext sdělení, nezáleží na složitosti vět. Holé věty a pojmy jsou často problémové, protože v nich chybí smysl a senior má nesnáze větu dekodovat. Naše snahy vše zjednodušit jsou zde nevhodné. Co se týká produkce vět, Kemper, Herman, a Chiung-Ju, (2004) hovoří o tzv. „stropu“ schopnosti seniorů konstruovat a produkovat složité věty. I když senior mluví o známé činnosti, i tak je košatost vět omezená.

U seniorů se současně objevuje problém vybavit si správný pojem, stejně tak to mají i mladší osoby, ale zde je to spojeno spíše s velkým napětím, roztěkaností a nesoustředěním. S postupujícím věkem se tento problém rozšiřuje (Burke & Shafto, 2004). U seniorů se problém objevuje v souvislosti s neefektivním přístupem k informacím v rámci paměti, ne ze ztráty dříve získaných a uložených informací. K vybavení potřebuje delší čas, není tedy možné spojovat tento fakt s narušením intelektových schopností. Během komunikace se seniory je třeba brát ohled na jejich tempo, potřeby i chápání.

3 CÍLE PRÁCE

Hlavní cíl práce je ověřit, zda balanční terapie pomocí aktivních videoher může napomoci zlepšení posturální stability u seniorů.

Dílčí cíle:

- zhodnotit efekt terapie na stabilitu pacienta za plné zrakové kontroly,
- zhodnotit efekt terapie na stabilitu pacienta s vyloučením zrakové kontroly,
- zhodnotit efekt terapie na stabilitu pacienta za plné zrakové kontroly při stoji o úzké bázi

4 VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

4.1 Výzkumné otázky

- Dojde ke změně směrodatné odchylky COP po uplynutí cvičebního programu u měřené skupiny?
- Dojde ke změně rychlosti pohybu COP po uplynutí cvičebního programu u kontrolní skupiny?

4.2 Hypotézy

- U měřené skupiny dojde ke změně směrodatné odchylky COP.
- U kontrolní skupiny nedojde ke změně směrodatné odchylky COP.
- U měřené skupiny dojde ke změně rychlosti pohybu COP.
- U kontrolní skupiny nedojde ke změně rychlosti pohybu COP.

5 METODIKA VÝZKUMU

Na vyšetření a terapii pacientů se podílely dvě studentky. Vliv terapie pomocí Nintendo Wii Fit byl v této práci hodnocen pomocí měření stoje na silové plošině Kistler. Druhá studentka, Jana Vyhnánková, hodnotila změnu pomocí funkčních testů.

5.1 Charakteristika souboru

V rámci práce byla oslovena dvě zařízení. Jednalo se o Chráněné bydlení na Zikově ulici č. 14 v Olomouci, kde bylo osloveno 53 obyvatel. Chráněné bydlení je forma pobytové sociální péče pro osoby se sníženou soběstačností a mobilitou. Toto bydlení poskytuje osobám starším 50 let pomoc se zajištěním základních lidských potřeb jako strava, hygiena a celkový chod domácnosti. Zařízení též nabízí služby, jako jsou aktivizační, vzdělávací, výchovné a sociálně – terapeutické a zprostředkovává kontakt se společenským prostředím. Cílem této formy bydlení je soběstačnost obyvatelů a snaha o co nejdélejší dobu samostatnosti. Chráněné bydlení není určeno osobám s těžkým smyslovým postižením, zejména úplnou ztrátou zraku nebo sluchu ani osobám vyžadujícím 24 hodinové poskytování zdravotní a sociální péče.

Druhým zařízením byl domov seniorů POHODA Chválkovice, Švabinského 3 v Olomouci. Bylo osloveno 20 lidí do kontrolní skupiny. Jedná se také o chráněné bydlení. Posláním této příspěvkové organizace je poskytnout zázemí, pocit důstojnosti, bezpečí a pomoci lidem, kteří nemohou svou sociální a zdravotní situaci řešit vlastními silami v jejich přirozeném sociálním prostředí, ale jsou schopni částečné sebeobsluhy, obdobně jako v prvním zařízení. Tato organizace navíc není schopna pečovat o osoby mentálně postižené nebo závislé na alkoholu.

Mezi podmínky pro zařazení do studie patřil věk nad 65 let a snížené skóre minimálně ve dvou škálách (Bergova balanční škála, test dosahu, Time up and Go), které vyšetřovala ve své práci druhá studentka a/nebo subjektivně udávaný pocit instability. S účastí ve studii souhlasilo celkem 31 osob, dokončilo ji 27. Celý soubor (31 seniorů) byl rozdělen na dvě skupiny. Způsob rozdělení skupin nebyl náhodný, což je limitem této studie. Důvodem je měření ve dvou různých zařízeních. Ve výzkumné skupině bylo 15 probandů (14 žen a 1 muž), v průměrném věku 81 ± 8 let, o průměrné hmotnosti 72 ± 23 kg a s průměrnou výškou 159 ± 12 cm. 14 probandů bylo v kontrolní skupině (10 žen

a 3 muži), probandi v průměrném věku 84 ± 11 let, o průměrné hmotnosti 74 ± 22 kg a průměrné výšce 163 ± 12 cm.

Ze studie byli vyloučeni probandi s akutními obtížemi, s poruchou rovnovážného ústrojí a probandi po CMP v posledních dvou letech, které by mohly ovlivnit výsledky měření. V našem případě se jednalo o 2 probandy. V průběhu terapie z výzkumné skupiny odstoupily 2 seniorky, jedna z důvodu pádu, druhá kvůli hospitalizaci. Z kontrolní skupiny neodstoupil nikdo.

Všechny vyšetřované osoby byly předem seznámeny s průběhem měření a souhlasily s použitím získaných dat pro účely výzkumu.

5.2 Metoda

K analýze stoje byly použity silové plošiny typu Kistler (typ 9286AA, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland), které detekují reakční sílu podložky. Výstupem měření je třídídimenzionální popis vektoru reakčních sil (vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální) a jeho působíště center of pressure - COP.

5.3 Příprava a vlastní měření

Snahou analýzy stoje bylo zjistit rozdíl ve změně posturální stability u probandů po absolvování terapie na Nintedu Wii Fit a kontrolní skupinou bez této terapie. Etická komise FTK UP neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

5.4 Vstupní vyšetření

Každý účastník studie byl před zahájením vyšetření obeznámen s celým průběhem měření. První část vyšetření tvořilo odebrání anamnézy. Anamnestické údaje byly zaznamenány do pracovního dotazníku. Anamnéza byla zaměřena na informace týkající se úrazů, výskytu CMP, problémů s páteří či nosnými klouby, poruch rovnováhy, závratí, současné zdravotní potíže a jejich případnou léčbu, instabilitu a pády. U pádů se hledělo na následky, četnost a případné intervence. Důraz se kladl i na subjektivní pocit nestability.

Všichni účastníci studie absolvovali kineziologické vyšetření ve stoji zepředu, zboku a zezadu pro vyloučení závažných strukturálních poruch. Bylo také provedeno orientační

vyšetření stoje a chůze. V rámci vstupního vyšetření byla hodnocena především schopnost samostatného stoje a chůze na vzdálenost 5 - 6 metrů. Hodnocení stoje bylo provedeno dle Romberga, hodnocen byl stoj I (stoj se vzdáleností chodidel na šířku ramen), stoj II (stoj spojný), stoj III (stoj spojný se zavřenýma očima). Dále byla posuzována schopnost stoje na jedné dolní končetině. Chůze byla vyšetřena testy chůze I (volná chůze se sledováním rytmu, frekvence a délky kroků, souhybů horních končetin a posturální jistoty), chůze II (stejně sledované charakteristiky jako chůze I, vyšetřovaná osoba má během testu zavřené oči), chůze III (chůze o zúžené bázi), chůze po patách a špičkách (Opavský, 2003).

Dále probandi absolvovali baterii funkčního hodnocení pomocí testů Timed Up and Go, funkčního testu dosahu všemi směry, Bergové balanční škály a dotazníku Activities – specific balance confidence scale.

Neurologické vyšetření a hodnocení rovnováhy bylo též provedeno. Všechna výše uvedená vyšetření jsou detailněji popsána v diplomové práci druhé studentky s názvem „Sledování balančních schopností pomocí funkčních testů Time Up and Go, Bergové balanční škály a funkčního testu dosahu všemi směry před a po terapii s využitím Nintendo Wii Fit u seniorů (nad 65 let) se zvýšeným rizikem pádu.“

Byly zjištěny antropometrické hodnoty a to výška a hmotnost probandů.

Poté bylo provedeno vlastní měření posturální stability ve stoje na silové plošině Kistler, které se opakovalo po ukončení terapie a s odstupem jednoho měsíce. Měření byly tři typy stoje:

1. stoj s otevřenýma očima, nohy rozkročené na šířku pánve
2. stoj se zavřenýma očima, nohy rozkročené na šířku pánve
3. stoj o úzké bázi, chodidla těsně vedle sebe

Každé měření trvalo 30 vteřin, pořadí typů stoje bylo vždy stejné z důvodu standardizace měření. Hodnoceny byly všechny typy stoje.

5.5 Terapie

Terapie probíhala na Nintendo Wii Fit. Každý proband absolvoval 9 terapeutických jednotek s frekvencí dvakrát až třikrát týdně. Každá terapeutická jednotka trvala 20 minut, během které se hrály 3 vybrané balanční hry, každá po dobu 5 minut. Vzniklá časová rezerva byla využita k nastavení hry a krátkému odpočinku mezi jednotlivými hrami. Pro trénink rovnovážných schopností byly zvoleny hry penguin slide, table tilt a balance bubble. Výběr her byl závislý na snaze obsáhnout přenos těžiště těla všemi směry, mediolaterálně i anteroposteriorně.

5.6 Sledované parametry

Byly hodnoceny následující parametry:

SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru

SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru

V_x – průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru

V_y – průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru

V – průměrná celková rychlost pohybu COP

5.7 Statistické zpracování dat

Získaná data byla statisticky zpracována pomocí programu Statistica (verze 10, Stat-Soft, Inc., Tulsa, USA). U hodnocených typů stojů a jejich sledovaných parametrů byly určeny základní statistické charakteristiky, aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Pro posouzení významnosti rozdílů byla použita analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření Tukey post hoc test. Věcná významnost byla posouzena pomocí Cohenova d.

Pro posouzení významnosti rozdílů byla zvolena 5% hladina statistické významnosti. Při měření Cohenova d byl za střední efekt považován výsledek $0,5 < d < 0,8$ a za velký efekt $0,8 < d$.

6 VÝSLEDKY

Pod pojmem „Skupina terapie“ použité v tabulce je míněna výzkumná skupina, která absolvovala terapii na Nintendo Wii Fit a pod pojmem „Skupina bez terapie“ kontrolní skupina, bez terapie.

6.1 Parametry charakterizující posturální výchylky a rychlost pohybu COP

Měřené parametry byly SD X, SD Y, V_x, V_y a V. Výsledky jsou prezentovány ve dvou částech. První část je zaměřena na rozdíl mezi oběma skupinami při prvním a druhém měření. Druhá část je pak zaměřena na rozdíly v rámci experimentální skupiny mezi jednotlivými měřeními. Parametry SD X, SD Y jsou udávány v jednotkách milimetr (mm), parametry V_x, V_y a V v milimetrech za sekundu (mm/s).

6.2 Srovnání výzkumné a kontrolní skupiny

Tabulka 1. Základní statistické charakteristiky u kontrolní a výzkumné skupiny před terapií při stoji s otevřenými očima

Podmínky	Parametr	Skupina terapie		Skupina bez terapie		Rozdíl mezi skupinami	
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	hladina p	Cohenovo d
OO	SD X	4,3	4,3	4,8	2,8	0,997	0,13
	SD Y	6,4	2,2	5,9	1,6	0,920	0,25
	V _x	8,1	7,5	10,0	2,6	0,881	0,35
	V _y	14,6	3,9	18,8	4,2	0,142	1,01
	V	18,7	7,8	23,2	4,5	0,383	0,72

Legenda: OO – stoj s otevřenými očima, SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru, V_x – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, V_y – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených ve stoji s otevřenými očima byly nalezeny dvě statisticky významné hodnoty. Jako velký efekt je hodnocen výsledek Cohenova d u parametru V_y ($0,8 < d$) a jako střední efekt je hodnocen výsledek parametru V ($0,5 < d < 0,8$).

Tabulka 2. Základní statistické charakteristiky u kontrolní a výzkumné skupiny před terapií při stoji se zavřenými očima

Podmínky	Parametr	Skupina terapie		Skupina bez terapie		Rozdíl mezi skupinami	
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	hladina p	Cohenovo d
ZO	SD X	3,1	1,6	4,0	1,3	0,650	0,63
	SD Y	5,8	1,2	6,5	1,8	0,762	0,44
	Vx	6,3	2,3	10,6	3,2	0,029	1,56
	Vy	16,8	4,6	25,5	8,8	0,065	1,23
	V	19,1	5,3	29,6	8,9	0,041	1,43

Legenda: ZO – stoj se zavřenými očima, SD X – směrodatná odchylnka pohybu COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylnka pohybu COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených ve stoji se zavřenými očima byl nalezen statisticky významný rozdíl u parametrů Vx, Vy a V, kde mluvíme o velkém efektu ($0,8 < d$) a u hodnoty SD X mluvíme o středním efektu ($0,5 < d < 0,8$) při hodnocení pomocí Cohenova d. Hladina statistické významnosti byla významná u parametrů Vx a V.

Tabulka 3. Základní statistické charakteristiky u kontrolní a výzkumné skupiny před terapií při stoji o úzké bázi

Podmínky	Parametr	Skupina terapie		Skupina bez terapie		Rozdíl mezi skupinami	
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	hladina p	Cohenovo d
UB	SD X	6,7	2,0	6,5	1,5	0,985	0,11
	SD Y	6,4	1,1	5,5	0,7	0,241	1,03
	Vx	15,8	6,3	15,0	3,4	1,000	0,17
	Vy	18,6	5,2	21,7	6,8	0,406	0,51
	V	27,2	8,4	29,2	7,6	0,746	0,25

Legenda: UB – stoj o úzké bázi, SD X – směrodatná odchylnka pohybu COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylnka pohybu COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených ve stoji o úzké bázi byl nalezen statisticky významný rozdíl u parametru SD Y, kde mluvíme o velkém efektu ($0,8 < d$) a u hodnoty V_y mluvíme o středním efektu ($0,5 < d < 0,8$) při hodnocení pomocí Cohenova d.

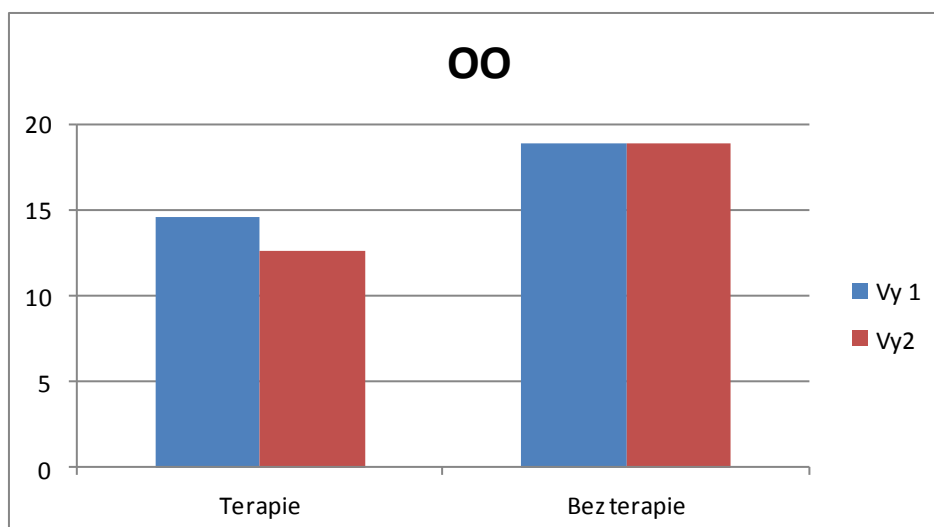
Tabulka 4. Základní statistické charakteristiky u kontrolní a výzkumné skupiny po terapii při stoji s otevřenými očima (hodnocení efektu terapie)

Podmínky	Parametr	Skupina terapie		Skupina bez terapie		Rozdíl mezi skupinami	
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	hladina p	Cohenovo d
OO	SD X	3,3	1,8	4,3	1,7	0,817	0,59
	SD Y	5,9	1,4	6,0	1,4	1,000	0,05
	V_x	5,8	2,3	9,1	2,5	0,235	1,37
	V_y	12,6	3,3	18,8	4,8	0,005	1,48
	V	15,0	4,4	22,7	5,0	0,009	1,62

Legenda: OO – stoj s otevřenými očima, SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru, V_x – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, V_y – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených ve stoji se otevřenými očima po terapii byl nalezen statisticky významný rozdíl u parametrů V_x , V_y a V, kde mluvíme o velkém efektu ($0,8 < d$) a u hodnoty SD X mluvíme o středním efektu ($0,5 < d < 0,8$) při hodnocení pomocí Cohenova d. Hladina statistické významnosti byla významná u parametrů V_y a V.

Graf 1. Srovnání rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru výzkumné a kontrolní skupiny při stoji s otevřenými očima



Legenda: OO – stoj s otevřenými očima, Vy 1 – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru při prvním měření, Vy 2 – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru při druhém měření.

Jak můžeme z grafu vyčíst, výchozí hodnoty jsou o něco rozdílné, avšak hodnoty po terapii uvádí signifikantní rozdíl. U kontrolní skupiny byly naměřeny podobné hodnoty v obou měřeních, zatímco u výzkumné skupiny došlo vlivem terapie ke snížení rychlosti a tedy k signifikantnímu zlepšení ($p=0,05$, Cohenovo $d=1,48$).

Tabulka 5. Základní statistické charakteristiky u kontrolní a výzkumné skupiny po terapii při stoji se zavřenými očima (hodnocení efektu terapie)

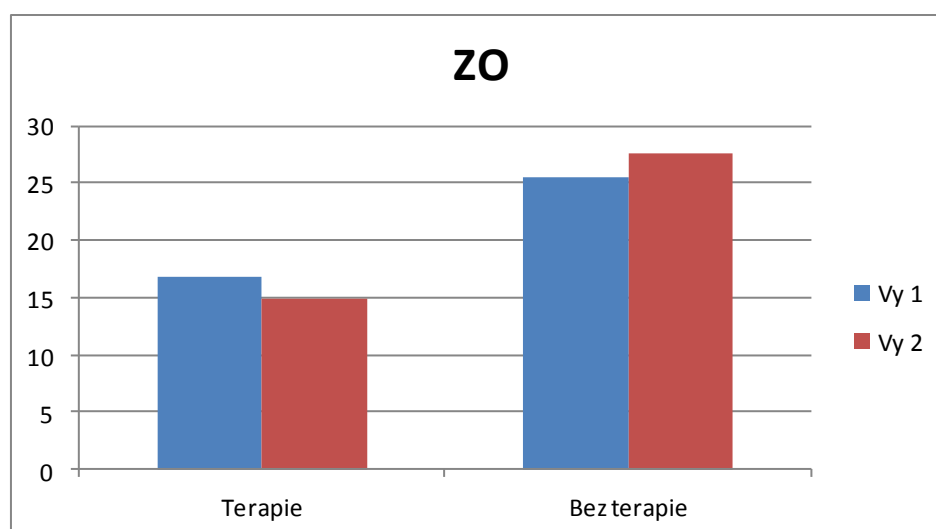
Podmínky	Parametr	Skupina terapie		Skupina bez terapie		Rozdíl mezi skupinami	
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	hladina p	Cohenovo d
ZO	SD X	2,9	1,7	4,8	2,1	0,045	0,99
	SD Y	5,9	1,6	7,3	2,1	0,197	0,75
	Vx	6,1	2,3	10,4	4,5	0,005	1,18
	Vy	14,9	4,5	27,6	11,2	0,004	1,47
	V	17,3	5,4	31,4	12,3	0,003	1,47

Legenda: ZO – stoj se zavřenými očima, SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v antero-

posteriorním směru, V_x – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, V_y – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených ve stoji se zavřenýma očima po terapii byl nalezen statisticky významný rozdíl u parametrů SD X, V_x , V_y a V , kde mluvíme o velkém efektu ($0,8 < d$) a u hodnoty SD Y mluvíme o středním efektu ($0,5 < d < 0,8$) při hodnocení pomocí Cohenova d . Hladina statistické významnosti byla významná u parametrů SD X, V_x , V_y a V .

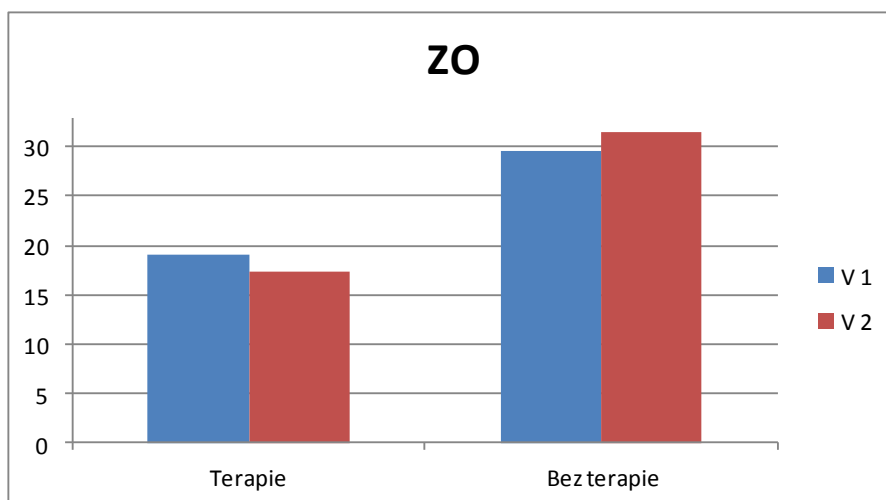
Graf 2. Srovnání rychlosti pohybu COP v anteroposteriorním směru výzkumné a kontrolní skupiny při stoji se zavřenýma očima



Legenda: ZO – stoj se zavřenýma očima, $V_y 1$ – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru při prvním měření, $V_y 2$ – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru při druhém měření.

Jak je z grafu vidět, u výzkumné skupiny se snížila rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru porovnáním prvního a druhého měření na rozdíl od kontrolní skupiny, kde dokonce došlo ve zvýšení této rychlosti. Dále je vidět, že samotné výchozí hodnoty skupin jsou odlišné, což řadíme mezi limity práce.

Graf 3. Srovnání celkové rychlosti pohybu COP výzkumné a kontrolní skupiny při stoji se zavřenýma očima



Legenda: ZO – stoj se zavřenýma očima, V 1 – celková rychlost pohyb COP při prvním měření, V 2 – celková rychlost pohybu COP při druhém měření.

Jak je z grafu vidět, u výzkumné skupiny se snížila celková rychlost pohybu COP porovnáním prvního a druhého měření na rozdíl od kontrolní skupiny, kde dokonce došlo ve zvýšení této rychlosti. Dále je vidět, že samotné výchozí hodnoty skupin jsou odlišné, což je limitou práce.

Tabulka 6. Základní statistické charakteristiky u kontrolní a výzkumné skupiny po terapii při stoji o úzké bázi (hodnocení efektu terapie)

Podmínky	Parametr	Skupina terapie		Skupina bez terapie		Rozdíl mezi skupinami	
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	hladina p	Cohenovo d
UB	SD X	5,7	1,6	6,1	1,3	0,958	0,21
	SD Y	6,4	1,3	5,9	1,2	0,703	0,38
	Vx	14,1	8,2	14,2	3,1	1,000	0,02
	Vy	16,1	6,4	22,5	6,0	0,059	1,05
	V	23,8	11,0	29,4	6,5	0,357	0,63

Legenda: UB – stoj o úzké bázi, SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v medio-laterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru,

V_x – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, V_y – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených ve stoji o úzké bázi po terapii byl nalezen statisticky významný rozdíl u parametru V_y, kde mluvíme o velkém efektu ($0,8 < d$) a u hodnot V mluvíme o středním efektu ($0,5 < d < 0,8$) při hodnocení pomocí Cohenova d. Nebyly nalezeny žádné rozdíly v hladině statistické významnosti ($p < 0,05$).

6.3 Srovnání 1., 2. a 3. měření v rámci výzkumné skupiny

Tabulka 7. Hodnoty statistické významnosti u 1., 2. a 3. měření v rámci výzkumné skupiny při stoji s otevřenýma očima

Podmínky	Parametr	Měření_1		Měření_2		Měření_3		hladina p		
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	1 x 2	1 x 3	2 x 3
OO	SD X	4,3	4,3	3,3	1,8	2,9	1,5	0,575	0,314	0,883
	SD Y	6,4	2,2	5,9	1,4	5,5	0,9	0,602	0,256	0,789
	V _x	8,1	7,5	5,8	2,3	5,2	1,5	0,378	0,217	0,928
	V _y	14,6	3,9	12,6	3,3	12,8	3,9	0,107	0,159	0,974
	V	18,7	7,8	15,0	4,4	14,8	4,3	0,138	0,106	0,989

Legenda: OO – stoj s otevřenýma očima, SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru, V_x – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, V_y – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených v rámci výzkumné skupiny mezi jednotlivými měřeními ve stoji s otevřenýma očima nebyly nalezeny žádné rozdíly v hladině statistické významnosti ($p < 0,05$).

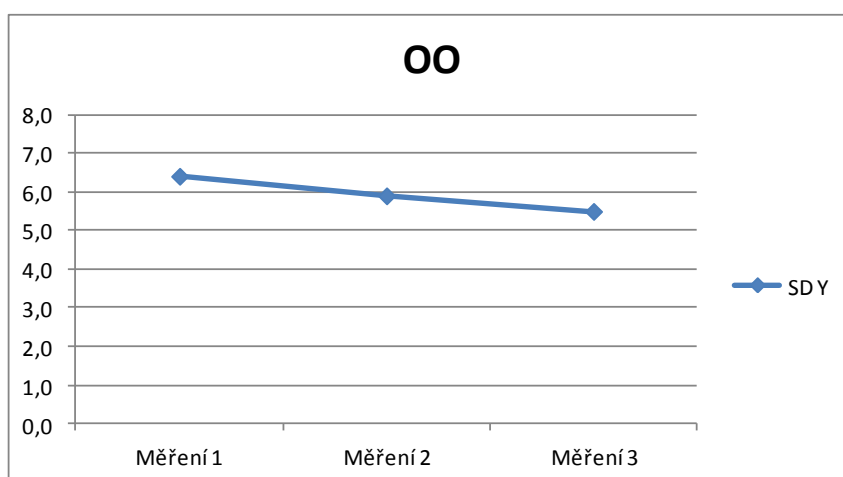
Tabulka 8. Hodnoty Cohenova d u 1., 2. a 3. měření v rámci výzkumné skupiny při stoji s otevřenýma očima

Podmínky	Parametr	Měření_1		Měření_2		Měření_3		Cohenovo d		
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	1x 2	1x 3	x 3
OO	SD X	4,3	4,3	3,3	1,8	2,9	1,5	0,32	0,45	0,25
	SD Y	6,4	2,2	5,9	1,4	5,5	0,9	0,28	0,54	0,34
	Vx	8,1	7,5	5,8	2,3	5,2	1,5	0,40	0,52	0,31
	Vy	14,6	3,9	12,6	3,3	12,8	3,9	0,54	0,46	0,05
	V	18,7	7,8	15,0	4,4	14,8	4,3	0,57	0,61	0,05

Legenda: OO – stoj s otevřenýma očima, SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených v rámci výzkumné skupiny mezi jednotlivými měřeními ve stoji s otevřenýma očima byly nalezeny hladiny Cohenova d s hodnotou středního efektu ($0,5 < d < 0,8$) u parametrů SD Y, Vx a V mezi prvním a třetím měřením. Mezi prvním a druhým byl pak tento efekt změřen u parametrů Vy a V.

Graf 4. Srovnání směrodatné odchylky pohybu COP v anteroposteriorním směru u výzkumné skupiny při 1., 2. a 3. měření s otevřenýma očima



Legenda: OO – stoj s otevřenýma očima, SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru

Graf ukazuje zlepšení, kterého bylo dosaženo terapií a tím došlo ke zmenšení směrodatné odchylky pohybu COP v anteroposteriorním směru. Ukazuje se, že efekt přetrval i měsíc po skončení terapie, kdy stále docházelo k nepatrnému zmenšení.

Tabulka 9. Hodnoty statistické významnosti u 1., 2. a 3. měření v rámci výzkumné skupiny při stoji se zavřenými očima

Podmínky	Parametr	Měření_1		Měření_2		Měření_3		hladina p		
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	1 x 2	1 x 3	2 x 3
ZO	SD X	3,1	1,6	2,9	1,7	3,4	1,9	0,818	0,835	0,477
	SD Y	5,8	1,2	5,9	1,6	5,8	1,2	0,999	0,990	0,996
	V _x	6,3	2,3	6,1	2,3	6,1	2,0	0,941	0,609	0,807
	V _y	16,8	4,6	14,9	4,5	14,7	4,3	0,069	0,049	0,984
	V	19,1	5,3	17,3	5,4	17,0	4,8	0,115	0,049	0,899

Legenda: ZO – stoj se zavřenými očima, SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru, V_x – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, V_y – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených v rámci výzkumné skupiny mezi jednotlivými měřeními ve stoji se zavřenými očima byly nalezeny rozdíly v hladině statistické významnosti ($p < 0,05$) u parametrů V_y a V při porovnání prvního a třetího měření.

Tabulka 10. Hodnoty Cohenova d u 1., 2. a 3. měření v rámci výzkumné skupiny při stoji se zavřenými očima

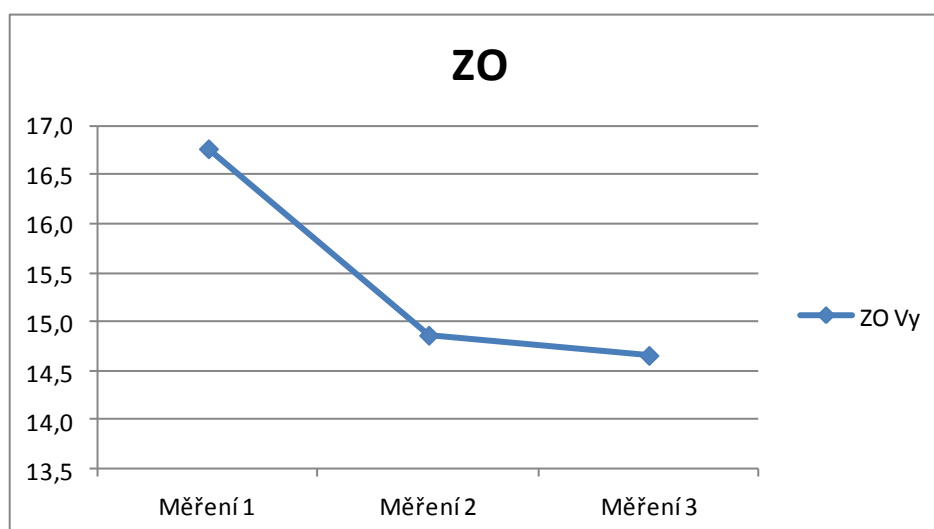
Podmínky	Parametr	Měření_1		Měření_2		Měření_3		Cohenovo d		
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	1x 2	1x 3	2x 3
ZO	SD X	3,1	1,6	2,9	1,7	3,4	1,9	0,10	0,18	0,27
	SD Y	5,8	1,2	5,9	1,6	5,8	1,2	0,04	0,03	0,06
	V _x	6,3	2,3	6,1	2,3	6,1	2,0	0,06	0,09	0,03
	V _y	16,8	4,6	14,9	4,5	14,7	4,3	0,42	0,47	0,05
	V	19,1	5,3	17,3	5,4	17,0	4,8	0,33	0,41	0,06

Legenda: ZO – stoj se zavřenými očima, SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v antero-

posteriořním směru, V_x – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, V_y – rychlost pohybu COP v anteroposteriořním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených v rámci výzkumné skupiny mezi jednotlivými měřeními ve stoži se zavřenými očima nebyly nalezeny statisticky významné hladiny věcné významnosti.

Graf 5. Srovnání rychlosti pohybu COP v anteroposteriořním směru u výzkumné skupiny při 1., 2. a 3. měření se zavřenými očima



Legenda: ZO – zavřené oči, V_y – rychlost pohybu COP v anteroposteriořním směru

Graf ukazuje snížení rychlosti pohybu COP po absolvování terapie a současně ukazuje přetrvávající efekt i jeden měsíc po skončení terapie.

Tabulka 11. Hodnoty statistické významnosti u 1., 2. a 3. měření v rámci výzkumné skupiny při stoji o úzké bázi

Podmínky	Parametr	Měření_1		Měření_2		Měření_3		hladina p		
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	1 x 2	1 x 3	2 x 3
UB	SD X	6,7	2,0	5,7	1,6	5,3	1,9	0,140	0,020	0,606
	SD Y	6,4	1,1	6,4	1,3	6,1	1,1	0,996	0,988	0,998
	Vx	15,8	6,3	14,1	8,2	11,8	3,6	0,868	0,176	0,384
	Vy	18,6	5,2	16,1	6,4	14,7	3,7	0,332	0,089	0,717
	V	27,2	8,4	23,8	11,0	21,0	5,3	0,587	0,104	0,492

Legenda: UB – stoj o úzké bázi, SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v medio-laterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených v rámci výzkumné skupiny mezi jednotlivými měřeními ve stoji o úzké bázi byla nalezena statisticky významná hodnota parametru SD X při porovnání prvního a třetího měření.

Tabulka 12. Hodnoty Cohena d u 1., 2. a 3. měření v rámci výzkumné skupiny při stoji o úzké bázi

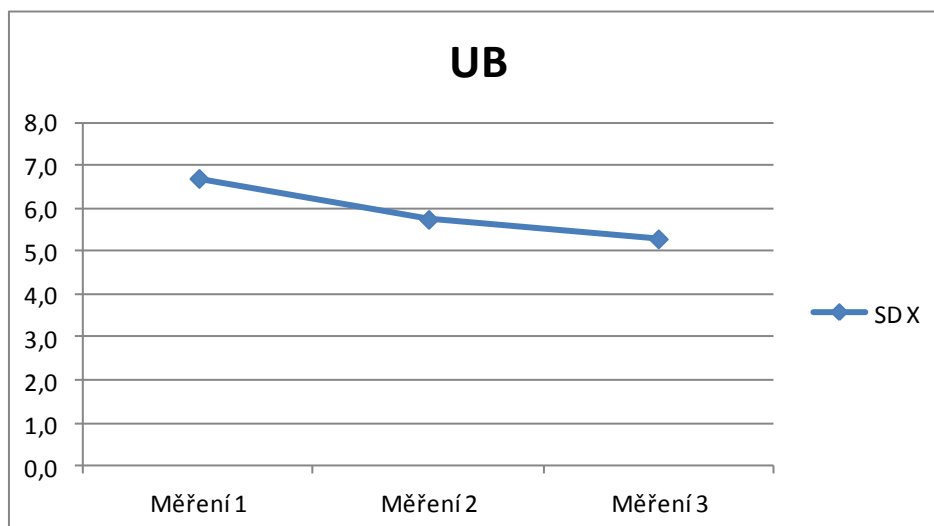
Podmínky	Parametr	Měření_1		Měření_2		Měření_3		Cohenovo d		
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.	1 x 2	1 x 3	2 x 3
UB	SD X	6,7	2,0	5,7	1,6	5,3	1,9	0,52	0,72	0,26
	SD Y	6,4	1,1	6,4	1,3	6,1	1,1	0,03	0,22	0,23
	Vx	15,8	6,3	14,1	8,2	11,8	3,6	0,23	0,78	0,36
	Vy	18,6	5,2	16,1	6,4	14,7	3,7	0,44	0,85	0,25
	V	27,2	8,4	23,8	11,0	21,0	5,3	0,34	0,87	0,33

Legenda: UB – stoj o úzké bázi, SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v medio-laterálním směru, SD Y – směrodatná odchylka pohybu COP v anteroposteriorním směru, Vx – rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru, Vy – rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru, V – celková rychlost pohybu COP

Při porovnání hodnot měřených v rámci výzkumné skupiny mezi jednotlivými měřeními ve stoji o úzké bázi byly nalezeny hladiny Cohena d s hodnotou velkého

efektu ($0,8 < d$) u parametrů V_y a V při porovnání prvního a třetího měření. Hodnota středního efektu ($0,5 < d < 0,8$) byla naměřena u parametrů $SD X$ mezi prvním a druhým měřením. Mezi prvním a třetím byl tento efekt změřen u parametrů $SD X$ a V_x .

Graf 6. Srovnání směrodatné odchylky pohybu COP v mediolaterálním směru u výzkumné skupiny při 1., 2. a 3. měření při stoji o úzké bázi



Legenda: UB – stoj o úzké bázi, SD X – směrodatná odchylka pohybu COP v mediolaterálním směru

Graf ukazuje snížení směrodatné odchylky pohybu COP v mediolaterálním směru, které se nadále mírně zlepšovalo i měsíc po ukončení terapie.

7 DISKUZE

S přibývajícím věkem se zcela fyziologicky začínají objevovat změny spojené se stárnutím. Zhoršení rovnováhy a jistoty během stoje či chůze bez diskuse patří do těchto změn. Spolu se zhoršující se rovnováhou se zvyšuje riziko pádů, snižuje se subjektivní jistota seniorů, objevuje se strach, právě z pádů a tím se může zhoršovat i psychický stav seniora. V rámci této práce jsme se snažili zjistit, zda pravidelné balanční cvičení na aktivní videohře Nintendo Wii může být nápomocné ke zlepšení těchto změn.

Změny posturální stability se projevují ve zvýšení posturálních výchylek COP, a to zvláště se zavřenýma očima. Zvýšení COP oscilací může být způsobeno zhoršením senzorických vstupů (Blaszczyk et al., 2006).

V rámci studie jsme se snažili eliminovat všechny bariéry komunikace, které jsou u seniorů popisovány (Pokorná, 2010). Jako prevence rušení druhou osobou, byla terapie prováděna vždy v místnosti, kde se nikdo jiný, krom terapeuta a testované osoby nenacházel. Negativní emoce odezněly po dostatečném vysvětlení programu, nepřípravenost pak od druhé terapie tím, že se program stále opakoval. Vzhledem k opakování každé hry několikrát byla zahrnuta i obava z neúspěchu, protože si téměř nikdo nepamatoval, jakého výsledku dosáhl při minulé terapii. Hluk, šum a vizuální rozptýlování bylo eliminováno dostatečnou hlasitostí hry, velkou obrazovkou a naprostou koncentrací seniorů na danou hru.

V rámci výzkumu jsme vyšetřovali seniory na silových plošinách typu, které detekují reakční sílu podložky. Měření bylo provedeno před terapií a po terapii absolvované na aktivní videohře Nintendo Wii a následně ještě jeden měsíc po ukončení terapie. Poslední měření bylo zařazeno z důvodu snahy zjistit, zda cvičení na této balanční pomůcce má i následný, přetrvávající efekt.

Měření mělo vždy stejný postup. Byly vybrány tři typy stoje: stoj s otevřenýma očima, nohy rozkročené na šířku pánve, stoj se zavřenýma očima, nohy rozkročené na šířku pánve, stoj o úzké bázi, chodidla těsně vedle sebe. První typ stoje byl vybrán z důvodu nejužívanějšího typu nejen při měření (Melzer, et al., 2004), ale také se jedná o typ stoje využívaný v běžné praxi (při vaření, čekání na autobus, ve frontě aj.). Stoj se zavřenýma očima byl zařazen z důvodu posouzení rovnováhy bez zrakové kontroly.

Předpokládali jsme, že by se mohly zvýraznit výchyly v jednotlivých směrech (Vařeka, 2002). Stoj o úzké bázi také patří mezi typy stojů se zvýšenými nároky. Zúžením báze dojde ke snížení možnosti pohybu a ke snížení stability probanda. Ještě obtížnější z hlediska rovnováhy je stoj na jedné dolní končetině. Zvážili jsme možnosti seniorů a usoudili, že by tento typ stoje byl neadekvátní, příliš náročný, mnohdy neproveditelný a nebezpečný. Stejně tak doba 30 sekund se jevila pro seniory moc dlouhá ke stoji na jedné dolní končetině. Další variantou byl stoj na molitanové balanční podložce (Airex). Z důvodu časové náročnosti byl vyřazen i tento typ stoje. Proto jsme se rozhodli ponechat v rámci měření tři typy stoje a kvůli dostatečné reliabilitě měření každý změřit třikrát. Každý stoj se měřil po dobu 30 sekund. V celkové sumě jsme počítali s dobou 10-15 minut, včetně vysvětlení měření a krátké pauzy mezi jednotlivými měřeními. Vzhledem ke zhoršujícím se kognitivním funkcím (pozornost, koncentrace, rychlost zpracování informací, prostorová orientace) by mohly být výsledky ovlivněny právě únavou vzniklou z přetížení probanda (Toulotte et al., 2012).

Jak ukazuje výzkum (Gladiš, 2012), doba 30 sekund se jeví pro naši studii jako ideální. Jiní autoři jako např. Ruhe, Fejer a Walker (2010) uvádí, že u zdravých osob je lepší zvolit delší časový úsek, jako je 90 sekund. To však v rámci naší studie na seniorech nebylo reálné. Míková (2006) potvrzuje, že k získání reliabilních parametrů je vhodné testování po dobu 30 sekund. Dále je vhodné zahájit měření až po několika vteřinách, protože na začátku mohou být probandi méně stabilní (Gladiš, 2012). V našem měření jsme zapnuli měřicí přístroj 3-5 sekund po zahájení testu.

Počet opakování jednotlivých typů měření dle Ruhe et al. (2010) je doporučen na 3 – 5x. Tento počet má velký vliv na reliabilitu výsledků. Jak zjišťoval ve svém výzkumu Gladiš (2012), s tímto tvrzením souhlasí a měření stoje se dá pak považovat za spolehlivou metodu. Práce ukázala, že k hodnocení stability stoje jsou nejvhodnější parametry rychlosti (V_x , V_y a V) a směrodatná odchylka $SD X$, které splňují hodnoty koeficientu vnitrotřídní korelace (ICC), a tedy mají dobrou reliabilitu (Gladiš, 2012). Nejvyšších hodnot reliability dosáhla celková rychlost změn COP, což uvádí i jiní autoři (Swanenburg., de Bruin, Fábero, Uebelhart, & Mulder, 2008; Raymakers, Samson, & Verhaar, 2003).

Poměrně dlouhé trvání terapeutického programu bylo rizikem spojeným s nedokončením programu, avšak odstoupily pouze 2 seniorky. Důvodem k tak vysoké

úspěšnosti může být atraktivnost této terapie. V průběhu bylo na všech seniorech vidět zapálení a nadšení. Terapii doprovázela hudba, tak hlasitá, aby ji všichni dobře slyšeli. Udělala dobrou kulisu a senioři byli vtaženi do hry. Jak ukazují výsledky dotazníků spokojenosti, všichni hodnotí program pozitivně. Někteří uvedli i konkrétní změnu v podobě zlepšení rovnováhy, změkčení pohybu v průběhu dne, kdy se cvičilo. Mnozí uváděli únavu, ať už celkovou nebo třeba jen lýtkového svalstva.

Z dotazníků se dá současně vyčíst rozdílnost jednotlivých her. Probandi jako nejnáročnější hodnotili Balance bubble (9 probandů ze 14). Z mého pohledu, jako fyzioterapeuta a dohlížečícího, tomu bylo stejně. Stejně tak jsme shodně hodnotili nejobtavnější hru. Tou se stala Penguin slide (10 probandů ze 14). V té také nejvíce probandů uvedlo subjektivní zlepšení (6 probandů ze 14), hned v závěsu s 5 hlasy byla hra table tilt. Celkově bylo vidět, že když už probandi vědí, co je čeká, výsledky jednotlivých her se zlepšují. Nestalo se, že by někdo přišel pozdě, všichni se těšili, že si opět zacvičí.

V rámci naší studie jsme došli k závěru, že k signifikantnímu zlepšení došlo při měření stoje s otevřenými očima mezi výzkumnou a kontrolní skupinou. Již na začátku byl patrný věcně významný rozdíl (Cohenovo d) rozdíl mezi skupinami, kdy výzkumná skupina vykazovala lepší stabilitu, po terapii však došlo k výraznému zlepšení ve stejném parametru a k přidání dalších parametrů, ve kterých došlo ke změně.

U měření stoje se zavřenými očima došlo také k signifikantnímu zlepšení a to nejen ve věcné, ale také statistické významnosti.

Úzká báze nevykazuje tak rapidní rozdíly, nicméně i zde změnila hodnota parametru Vy. Skupina vykazovala před terapií střední efekt a po terapii velký efekt a u celkové rychlosti pohybu COP měla po terapii skupina střední efekt věcné významnosti.

Další část měření na silových plošinách byla zaměřena na porovnání hodnot před terapií, po terapii a měsíc po ukončení terapie. S otevřenými očima jsme zaznamenali signifikantní výsledky u parametrů SD Y a V_x , kde došlo po terapii ke zlepšení. Z tabulky 7. je vidět, že došlo ke zlepšení po terapii a toto zlepšení se s minimálními změnami hodnot ustálilo i měsíc po terapii. Nedošlo k dalšímu zlepšení, ale udržely se nově naměřené hodnoty. U směrodatné odchylky v anteroposteriorním směru došlo k postupnému snížení hodnot v průměru z 6,4 mm přes 5,9 mm na 5,5 mm, což ukazuje na

zlepšení stability ve stoji. Jak je vidět z tabulky 8., ke snížení průměru došlo ve všech případech. Nejprve se zlepšil výsledek druhého měření vůči prvnímu a následně třetího vůči druhému.

Při měření stoje se zavřenýma očima došlo k výraznému zlepšení pouze u dvou parametrů, kterými jsou V_y a V_x . V obou případech se postupně snižovaly průměry těchto hodnot od prvního ke třetímu měření. Hladiny statistické významnosti ($p < 0,05$) bylo dosaženo pouze v porovnání prvního a třetího měření (Tabulka 9).

Výsledky měření stoje o úzké bázi opět vykazují postupné snižování hodnot směrodatných odchylek i rychlosti od prvního ke třetímu měření za současné minimální změny směrodatné odchylky od průměru. Hladiny statistické významnosti ($p < 0,05$) bylo dosaženo u porovnání prvního a třetího měření parametru SD X. Věcná významnost vyšla se středním efektem u SD X a V_x a s vysokým efektem u parametrů V_y a V_x při porovnání prvního a třetího měření.

Tato studie byla paralelně prováděna s obdobnou prací, která hodnotila vliv terapie pomocí klinických testů (test dosahu, Time up and Go, Bergova balanční škála a dotazník Activities – specific balance confidence scale). Výsledky této práce (Vyhnánková, 2014) celkově ukazují zlepšení po absolvování terapie na aktivní videohře Nintendo Wii. Těchto výsledků už nebylo dosaženo s měsíčním odstupem. V rámci mé studie měření ukázala významný statistický rozdíl při prvním a třetím měření. Tudiž dle silových plošin dochází i k přetrvávajícímu efektu. Stejně tak byl ve výjimečných případech nalezen rozdíl mezi prvním a druhým měřením. Nestalo se tak mezi druhým a třetím. Z tabulek je však zřetelné, že docházelo k postupnému snižování průměrných hodnot téměř všech parametrů za současného snižování nebo udržení hodnoty směrodatné odchylky. U parametrů rychlosti došlo k postupnému snižování v 89%, což jsou parametry, které dle studií (Swanenburg, et al., 2008; Gladiš, 2012) jsou nejreliabilnější v měření.

V naší studii byl prováděn výzkum na probandech, kteří absolvovali 9 dvacetiminutových cvičících jednotek na Nintendo Wii fit, kdy byly vybrány 3 aktivní videohry (penguin slide, table tilt a balance bubble).

Studie Toulotte et al. (2012) se zaměřila na porovnání čtyř skupin. První absolvovala 60 minut pohybové aktivity a cviků s nácvikem prodloužení kroku, propiocepce,

flexibility, oční pohyblivosti, vždy je postupně zvyšovala počet opakování popř. náročnost cviku. Druhá skupina cvičila na Nintendo Wii fit (heading soccer, ski jumping, yoga, downhill skiing, game balls, tightrope walker) po dobu 60 minut, třetí skupina kombinací obou předchozích, vždy po 30 minutách a poslední skupina nedělala nic. Autoři očekávali zlepšení u skupiny první v dynamické i statické rovnováze, u skupiny cvičící na Nintendo Wii fit pouze u statické rovnováhy. Výzkum probíhal 20 týdnů, vždy 1x týdně u probandů ve věku $75,09 \pm 10,26$. Měření bylo prováděno pomocí Tinetti testu, stoje na jedné DK (otevřené a zavřené oči po dobu 30 sekund) a pomocí Wii fit testu (měří COG). Výsledky ukazují, že došlo ke zlepšení statické stability u všech cvičících skupin a ke zlepšení dynamické stability u skupin cvičících sestavu cviků s nácvikem různých úkonů. Tento výsledek podporuje myšlenku, že tyto cviky omezují pokles senzorických funkcí u starších lidí. Ve výzkumu bylo zkoumáno 36 lidí, což autoři považují za nedostatečné a uvádí to jako limit práce. Další problémy vidí v motivaci, kdy probandi cvičící na Nintendo Wii fit měli snahu postoupit do dalších úrovní a byli více motivováni. Zlepšení rovnováhy může být díky zvýšení svalové síly DKK, čímž může dojít k posunu těžiště a zlepšení statické stability. Z uvedeného vyplývá, že pravidelné cvičení dynamické rovnováhy slouží jako prevence pádů.

Další studii, která měřila probandy ve věku 65 a více trvala 6 týdnů, publikovali Bainbridge et al. (2011). Jednotlivé hry se střídaly po dvou týdnech. Mezi hry patřilo např. table tilt, ski jump, soccer heading, penguin slide, tigh trope walk. Probandi cvičili 30 minut, 2x týdně, kdy na začátku a na konci jednotky bylo vždy 5 minut jogy. Výsledky neukazují žádný signifikantní rozdíl před a po terapii.

Osmitýdenní studie na Nintedoo Wii Sports zjišťovala vliv na funkční schopnosti, fyzickou aktivitu, kvalitu života u 34 seniorů ve věku 83 ± 8 . Výzkumná skupina si sama určila frekvenci, dobu trvání a hru, kterou chtějí hrát, tento výběr nebyl nijak upravován. Vybírali z 5 her baseball, boxing, golf, tennis, and 10-pin bowling, které v určité frekvenci a pravidelnosti hráli.

K měření funkční schopnosti byl použit test „The bicep curl test“ a „Four square step test“, k měření fyzické aktivity „Rapid Assessment of Physical Activity“ a měření kvality života bylo pomocí World Health Organization Quality of Life Questionnaire- Brief Australian version“ (rozdělené na části: fyzická, psychická, sociální a enviromentální).

Data byla analyzována pomocí Hopkinsova testu, Cohenova d , nepárového t testu. Výsledky neukázali celkový signifikantní výsledek, ale v jednotlivých částech ano. Při měření „The biceps curl test“ ($d = 0.84 \pm 0.76$), „Four square step test“ ($d = 0.74 \pm 1.53$), „World Health Organization Quality of Life Questionnaire“ (fyzická část, $d = 0.88 \pm 1.13$). Nejlepších výsledků bylo dosaženo v oblasti sociální.

Závěrem studie je, že cvičení na Nintendo Wii Sports je přínosné pro zlepšení síly horních končetin, fyzické aktivity i zlepšení kvality života (psychické i sociální) (Keogh, Power, Wooller, Lucas, & Whatman, 2014).

Další studie porovnávala vliv terapie na Nintendo Wii (hry: ski slalom, table tilt, tightrope walk) a tradiční cvičení (dřep, ball handling, ball – cycling tzv. stoj na jedné dolní končetině na balanční podložce s úkolem, Rotary board tzv. snaha udržet rovnováhu).

Studie se účastnilo 22 probandů, ve věku $47,6 \pm 13$. Terapie probíhala 3x týdně po dobu třech týdnů, každá 10 – 12 minut. V rámci testování bylo použito 5 testů (Star Excursion Balance Test – SEBT, stoj na jedné dolní končetině na posturomedu – ball handling, dvě videohry – ski slalom, balance bubble, test dynamické balance). Výsledky ukazují zlepšení u obou skupin v testech SEBT, ball – handling, testu dynamické balance, zatímco pouze u skupiny cvičící na Nintendo Wii se zlepšily výsledky testu v rámci videohry Ski Slalom. U videohry balance bubble nedošlo ke zlepšení ani u jedné skupiny. Limitou práce je, že nebyla vytvořena kontrolní skupina bez terapie. Proto autoři uvádí, že se výrazně neodělal vliv druhu terapie jako spíš fakt, že terapie byla prováděna (Kliem & Wiemeyer, 2010).

Studie, provedená na studentech vysoké školy došla k závěrům, že při cvičení na aktivních videohrách se zlepšila pozornost, více je výuka baví a rozvíjí se některé schopnosti jako kritická analýza. Vliv byl při výzkumu kladen na sezení, zpětnou vazbu při učení, zkušenost s dlouhodobým sedem při učení (Manley & Whitaker, 2011).

Studie prováděná na pacientech po cévní mozkové příhodě (CMP) obsahovala 30 mužů ve věku, $63,6 \pm 14,7$, kteří v posledních třech měsících prodělali CMP, ale jsou schopni soběstačného stoje. Studie se snažila zjistit vliv pohybové aktivity, v podobě Wii Fit Plus a Nintendo Wii Sports zjistit vliv na rovnováhu. Dále se věnovala bezpečnosti cvičení, proveditelnosti v této fázi onemocnění, adherenci. Pacienti cvičící na Wii Fit plus

cvičili vstoje, ti na Nintendo Wii Sports pracovali horními končetinami vsedě. Terapie trvala 45 minut za týden po dobu dvou až čtyř týdnů. Měření bylo prováděno na zjišťování rovnováhy, mobility a práce s horními končetinami. Probandi ukončovali v průběhu terapii z důvodu zlepšení jejich stavu. Všichni hodnotili pozitivní vliv terapie, nebyly zjištěny žádné vedlejší účinky. Skupina cvičící Wii Fit Plus měla dobré výsledky v „Step Testu“ a testu na Wii Balance Board. Druhá skupina měla zlepšení ve funkci horních končetin, nikoliv však signifikantní (Bower, Ross, McGinley, Martin, & Miller, 2014).

Na základě studií je vidět, že pozitivní efekt této terapie není zcela prokázán (Toulotte et al., 2012; Bainbridge et al., 2011). Jako nejvhodnější se jeví kombinace Nintendo Wii a pohybové aktivity, cviků obecně prospěšných (Toulotte et al., 2012). Cvičení pouze na Nintendo Wii přináší svůj užitek ve zlepšení statické stability. Velký význam má motivace seniorů, která hraje důležitou roli v jejich životě. Motivace se dá pomocí Nintendo Wii snáze dosáhnout. Hry, využívané v rámci výzkumu, byly vybrány s cílem využít všech směrů přenosu těžiště těla.

Naše výsledky ukazují na pozitivní vliv cvičení na aktivní videohře Nintendo Wii u skupiny seniorů na zlepšení stability. V případě některých parametrů došlo i k přetrvávajícímu efektu měsíc po ukončení terapie.

Výsledky studie mohou být ovlivněny následujícími faktory. Provedené laboratorní měření bylo provedeno na 31 seniorech obou pohlaví. Zastoupení pohlaví nebylo stejné, což je limitou. Dále probandi nebyli náhodně rozděleni do dvou skupin. Výběr byl záměrný, podle priorit probandů, což se projevilo v tom, že výchozí stav výzkumné a kontrolní skupiny byl rozdílný. Z toho vyplývá, že je třeba hodnotit zejména velikost změn u obou skupin.

8 ZÁVĚR

Práce ukázala pozitivní vliv balanční terapie s využitím aktivních videoher Nintendo Wii na stabilizaci stoje u seniorů. S našimi výsledky se shoduje většina zahraničních studií uvedených v teoretické části této práce.

Studie hodnotila vliv terapie pomocí měření na silových plošinách Kistler, ve třech typech stoje. Po ukončení terapie bylo u výzkumné skupiny zaznamenáno signifikantní zlepšení minimálně u dvou měřených parametrů ve všech typech stoje. U kontrolní skupiny k signifikantnímu zlepšení nedošlo.

V rámci výzkumné skupiny proběhla tři měření. Bezprostředně po dokončení terapie došlo ke zlepšení posturální stability. Toto zlepšení přetrvávalo i měsíc od ukončení terapie. Lze vyvodit, že balanční terapie pomocí aktivních her Nintendo Wii má přetrvávající efekt.

9 SOUHRN

Diplomová práce se zabývala problematikou narušené posturální stability stoje u seniorů. Se zvyšujícím se věkem se fyziologicky zhoršují některé funkce těla a s tím jsou spojena i určitá rizika, jako např. pády, nejistota, nedůvěra, nižší rychlost.

V teoretické části se práce věnuje posturální stabilitě, stoji, narušení stability spolu s kompenzačními mechanismy, dále silovým plošinám, na kterých byl výzkum prováděn, aktivní videohře Nintendo Wii, na které senioři cvičili po dobu 3 týdnů výzkumu a dalším možností měření posturální stability.

V rámci výzkumné části se měřilo na silových plošinách typu Kistler. Měření se provádělo před začátkem cyklu 9 terapií, bezprostředně po skončení tohoto cyklu a s odstupem jednoho měsíce u skupiny, která absolvovala terapii (n=15). Kontrolní skupina (n=14) byla měřena pouze dvakrát s odstupem jednoho měsíce. V rámci dat ze silových plošin se hodnotily parametry SD X (směrodatná odchylka v mediolaterálním směru), SD Y (směrodatná odchylka v anteroposteriorním směru), Vx (průměrná rychlost pohybu COP v mediolaterálním směru), Vy (průměrná rychlost pohybu COP v anteroposteriorním směru) a V (průměrná celková rychlost pohybu COP).

Senioři byli z domova seniorů a z chráněného bydlení, všichni nad 65 let, muži i ženy. Výzkumná skupina měla 9 terapií, vždy po 20 minutách, kdy se střídaly tři videohry (penguin slide, table tilt a balance bubble). Každá z her se zaměřovala na jiný směr přenosu hmotnosti, což bylo smyslem výběru.

Hlavním cílem práce bylo zjistit změnu směrodatné odchylky pohybu COP a rychlosti pohybu COP. Výsledky byly porovnávány pomocí hladiny statistické významnosti a věcné významnosti. Ukázalo se, že při stoji s otevřenými očima došlo k výraznému zlepšení u skupiny, která měla terapii. Již před terapií byl rozdíl v hodnotách způsobený rozdílností skupin, kdy skupina probandů bez terapie měla horší úroveň posturální stability. U skupiny s terapií došlo ke snížení hodnot všech parametrů včetně zmenšení směrodatné odchylky výsledků, na rozdíl od kontrolní skupiny, kde byly výsledky velice podobné. U měření stoje se zavřenými očima byly rozdíly statisticky i věcně významné. Došlo k mírnému zlepšení ve všech parametrech měření, kromě SD Y. Při měření stoje o úzké bázi se zlepšily nejvíce parametry Vy a celková rychlost pohybu COP.

Při srovnání prvního, druhého a třetího měření v rámci výzkumné skupiny bylo zjištěno zlepšení, které následovalo po terapii. Velice podobné hodnoty byly naměřeny i měsíc po terapii, tudíž nedošlo k dalšímu zlepšení, ale zlepšení z terapie přetrvalo.

10 SUMMARY

The thesis dealt with disrupted postural balance in seniors' stance. With increasing age some of the body functions deteriorate physiologically which is often followed by certain risks such as falls, uncertainty, distrust, low velocity.

The theoretical part of the thesis addresses postural balance, stance, the process of disrupting balance as well as compensation mechanisms. It also deals with force platforms which were used in the research, the Nintendo Wii active video game which seniors used for exercising during the 3-week course of the research, and other ways in which to measure postural balance.

The research data was acquired using the Kistler force platforms. The measuring took place before the course of 9 therapies, immediately upon its completion and one month after. The subject of the measuring was the group which received therapy (n=15). The reference group (n=14) was measured only twice in the interval of one month. When analysing the data from force platforms, the focus was put on the following parameters: SD X (standard deviation in mediolateral direction), SD Y (standard deviation in anteroposterior direction), Vx (average COP velocity in mediolateral direction), Vy (average COP velocity in anteroposterior direction), and V (average overall COP velocity).

Selected seniors were from senior and protected homes. They were all over 65 years old, men and women. The analysed group underwent 9 therapies in which 3 video games alternated in the intervals of 20 minutes (penguin slide, table tilt, and balance bubble). Each of the games focused on different direction of weight transfer which was why they were selected.

The main objective of the thesis was to measure the change in standard deviation of COP movement and COP velocity. The results were compared using statistical testing ($p = 0.05$) and Cohen's d. The results have shown that there has been considerable improvement in the group which received the therapy when standing with their eyes closed. Before the therapy started, there have already been differences in the data where the group of probands without therapy had significantly worse postural balance. The group with therapy showed that the values of all parameters have decreased including lower

standard deviation of results as opposed to the reference group where the data were almost the same. When measuring stance with eyes closed, the differences in the data were statistically and factually significant. There has been minor improvement in all measured parameters except for SD Y. When measuring narrow base stance, the parameters which have improved the most were and COP velocity.

Improvement, which appeared immediately after the therapy, was shown when comparing the first, second and third measured parameters of the analysed group. Very similar data were acquired also one month after the therapy which leads to the conclusion that while there has not been any further improvement, the improvement that resulted from the therapy has been sustained.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous. (2012). *Domov seniorů POHODA Chválkovice*. Retrieved 13.3.2015 from:
<http://www.ddol.cz/>
- Anonymous. (2013). *Nintendo Wii U vs. Nintendo Wii*. Retrieved 10.3.2015 from:
<http://herni-konzole.megaduel.cz/porovnan-nintendo-wii-u-vs-nintendo-wii>
- Anonymous. (2013). *Synapsys Posturography System (SPS)*. Retrieved 24.4.2015 from:
<http://allcarebiomedic.com.my/products/synapsys-posturography-system/>
- Anonymous. (2015). *Obrázky Nintendo Wii*. Retrieved 13.4.2015 from:
<https://www.google.cz/>
- Anonymous. (2015). *Video Game Facts*. Retrieved 10.3.2015 from:
<http://www.sciencekids.co.nz/sciencefacts/technology/videogames.html>
- Bainbridge, E., Bevans, S., Keeley, B., & Oriol, K. (2011). The effects of the Nintendo Wii Fit on community – dwelling older adults with perceived balance deficits: A pilot study. *Physical & Occupational Therapy in Geriatrics*, 29(2), 126-135.
- Baldini, A., Nota, A., Assi, V., Ballanti, F., & Cozza, P. (2013). Intersession reliability of a posturo-stabilometric test, using a force platform. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23, 1474-1479.
- Barrett, D. S., Cobb, A. G., & Bentley, G. (1991). Joint proprioception in normal, osteoarthritic and replaced knees. *The Journal of bone and joint surgery*.
- Bitnar, P. (2011). Viscerovertebrální vztahy a jejich vliv na stabilizaci páteře. *Vědecká konference UK 2. LF, Praha, 13. - 14.4.2011*. Retrieved 3.3.2015 from Web:
http://www.dns-cz.com/sites/default/files/story/2011/10/bitnar_czech.pdf
- Blaszczyk, W. J., & Michalsku, A. (2006). Ageing and postural stability. *Studies in physical culture and tourism*, 13, 11-13.
- Bower, K. J., Ross, A. C., McGinley, J. L., Martin, C. L., & Miller, K. J. (2014). Clinical feasibility of the Nintendo Wii™ for balance training post-stroke: a phase II randomized controlled trial in an inpatient setting. *Clinical Rehabilitation*, 28(9), 912-923.

- Burke, M. D., & Shafto, M. A. (2004). Aging and language production. *Psychological Science*, 13(1), 21-24.
- Dupalová, D., Šlachťová, M., & Doleželová, E. (2013). Možnosti využití aktivních videoher v rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 20(3), 135-141.
- Fried, L. P., Tangen, C. M., Walston, J., Newman, A. B., Hirsch, C., Gottdiener, J., Seeman, T. et al. (2001). Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype. *Journal of Gerontology*, 56A(3), 146-156.
- Goble, D. J., Coxon, J. P., Van Impe, A., Geurts, M., Van Hecke, W., Sunaert, S., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2012) The neural basis of central proprioceptive processing in older versus younger adults: An important sensory role for right putamen [Abstract]. *Human Brain Mapping.*, 33(4), 895-908.
- Herpin, G., Gauchard, G., C., Lion, A., Collet, P., Keller, D., & Perrin, P., P. (2010). Sensorimotor specificities in balance control of expert fencers and pistol shooters. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 162-169.
- Herter, T. M., Scott, S. H., & Dukelow, S. P. (2014). Systematic changes in position sense accompany normal aging across adulthood. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 11(1), 43.
- Huei-Ming Chai. (2003). *Stance and stability*. PT, PHD at School of Physical Therapy, National Taiwan University. Retrieved 13.3.2015 from: <http://www.pt.ntu.edu.tw/hmchai/BM03/BMClinic/Stance.htm#top>
- Huurnink, A., Fransz, D. P., Kingma, I., & van Dieen, J. H. (2013). Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. *Journal of Biomechanics*, 46, 1392-1395.
- Janura, M., Elfmark, M., & Svoboda, Z. (2012). Vliv způsobu provedení odrazu na výšku skoku závodníků v severské kombinaci. *Česká kinantropologie*, 16(4), 55-64.
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., et al. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

- Kalvach, Z., Zadák, Z., Jiráček, R., Zavázalová, H., Holmerová, I., Weber, P., et al. (2008). *Geriatrické syndromy a geriatrický pacient*. Praha: Grada.
- Kalvach, Z., Zadák, Z., Jiráček, R., Zavázalová, H., Sucharda, P., et al. (2004). *Geriatric a gerontologie*. Praha: Grada.
- Kemper, S., Herman, R. E., & Chiung-Ju, L. (2004). Sentence production by young and older adults in controlled context. *Journal of Gerontology*, 59B(5), 220-224.
- Keogh, J. W. L., Power, N., Wooller, L., Lucas, P., & Whatman, C. (2014). Physical and psychosocial function in residential aged-care elders: Effect of nintendo wii sports games. *Journal of Aging and Physical Activity*, 22(2), 235-244.
- Kobesová, A., & Kolář, P. (2014). Developmental kinesiology: Three levels of motor control in the assessment and treatment of the motor system. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 18, 23-33.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha. Galén.
- Koralewitz, L. M., & Engh, G.A. (2000). Comparison of proprioception in arthritic and age-matched normal knees. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 82-A (11), 1582-8.
- Koslucher, F., Wade, M., Nelson, B., Lim, K., Chen, F.-Ch., & Stoffregen, T. A. (2012). Nintendo Wii Balance Board is sensitive to effects of visual tasks on standing sway in healthy elderly adults. *Gait and Posture*, 36(3), 605.
- Králíček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie*. Praha. Galén.
- Light, L. L. (1991). Memory and aging: Four hypotheses in search of data. *Annual review of Psychology*, 42, 333-376.
- Manley, A., & Whitaker, L. (2011). Wii-learning: Using Active Video Games to enhance the learning experience of undergraduate sport psychology students. *The British Psychological Society*, 7(2).
- McChesney, J. V., & Woollacott, M. H. (2000). The Effect of Age-Related Declines in Proprioception and Total Knee Replacement on Postural Control. *Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES*, 55A (11), 658-666.

- Melzer, I., Benjuya, N., & Kaplanski, J. (2004). Postural stability in elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *British Geriatrics Society*, 33(6), 602-607.
- Mlíka, R., Janura, M., & Mayer, M. (2005). Virtuální realita a rehabilitace. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 112-118.
- Míková, M. (2006). *Posturografie – význam a uplatnění ve výzkumu a klinické praxi*. Dizertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Míková, P., Bastlová, J., & Tomšová, J. *Posturografie – princip, diagnostika, terapie*. Olomouc. Retrieved on 24.4.2015 from: http://krtvl.upol.cz/prilohy/36_1133722061.pdf
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Pacovský, V. (1990). *O stárnutí a stáří*. Praha: Avicenum.
- Perinetti G. (2006). Dental occlusion and body posture: no detectable correlation. *Gait and Posture*, 24(2), 165–8.
- Pokorná, A. (2010). *Komunikace se seniory*. Praha: Grada.
- Raymakers, J. A., Samson M. M., & Verhaar, H. J. J. (2003). The assesment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait and Posture*, 21, 48-58.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2004). *Research methods in biomechanics*. Champaign: Human Kinetics.
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions – A systematic review of the literature. *Gait and Posture*, 32, 436-445.
- Sanchez-Ramirez, D., Leeden, M., Knol, D., Esch, M., Roorda, L., Verschueren, S., Dieen, J., Lems, W., & Dekker, J. (2013). Association of postural control with muscle strength, proprioception, self-reported knee instability and activity limitations in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 45(2), 192-197.
- Sheldon, J. H. (1963). The Effect of Age on the Control of Sway [Abstract]. *Gerontologia Clinica*, 5(3), 129-138.

- Swanenburg, J., de Bruin, E. D., Fábero, K., Uebelhart, D., & Mulder, T. (2008). *The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers*. BMC Musculoskeletal Disorders, 9. Retrived 22.12.2011 from the World Wide Web: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/9/162>
- Toulotte, C., Toursel, C., & Olivier, N. (2012). Wii Fit® training vs. Adapted physical activities: which one is the most appropriate to improve the balance of independent senior subjects? A randomized controlled study. *Clinical Rehabilitation*, 26(9), 827-835.
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část) terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-121.
- Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 122-129.
- Vyhnánková, J. (2014). *Sledování balančních schopností pomocí funkčních testů Timed up and go, Bergové balanční škály a funkčního testu dosahu všemi směry před a po terapii s využitím Nintendo Wii fit u seniorů (nad 65 let) se zvýšeným rizikem pádů* [Diplomová práce]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Welmer, A.-K., Mörck, A., & Dahlin-Ivanoff, S. (2012). Physical Activity in People Age 80 Years and Older as a Means of Counteracting Disability, Balanced in Relation to Frailty. *Journal of Aging and Physical Activity*, 20, 317-331.

12 PŘÍLOHY

Příloha č. 1 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Jméno:

Datum narození:

Přidělené číslo pro potřeby studie:

1. Souhlasím s účastí na této studii.
2. Byl/a jsem seznámen/a s cílem výzkumu a podrobně informován/a o průběhu studie a vyšetřeních, která pro její potřeby budou provedena. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Porozuměl/a jsem tomu, že ze studie mohu kdykoliv odstoupit. Moje účast na studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou má data uchovávána s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Pro výzkumné a vědecké účely mohou být mé osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (tzn. anonymní data pod číselným kódem) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Má účast na studii není spojena s poskytnutím žádné odměny.
6. Porozuměl/a jsem tomu, že mé jméno se nikdy nebude vyskytovat v článkách o této studii a souhlasím s tím, že nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 2. Dotazník spokojenosti

Dotazník spokojenosti

1. Cvičení pro mě bylo: příjemným zpestřením/ nezajímavé/ otravné.
2. Nejvíce náročná hra pro mě byla: kulička (table tilt)/ tučňák (penguin slide)/ holčička (balance bubble).
3. Nejvíce mě bavila hra: kulička (table tilt)/ tučňák (penguin slide)/ holčička (balance bubble).
4. Ve které hře máte pocit, že jste se nejvíce zlepšil/a: kulička (table tilt)/ tučňák (penguin slide)/ holčička (balance bubble).
5. Po cvičení cítím nějakou změnu ano/ne, jakou:
6. Časová náročnost cvičení byla až příliš vysoká: ANO/NE