

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Eva Prokúpková

**Využití biologické zpětné vazby u pacientů
s nespecifickými bolestmi zad**

Diplomová práce

Praha 2012

Autor práce: **Eva Prokúpková**

Vedoucí práce: **Mgr. Ondřej Čákr**

Oponent práce:

Datum obhajoby: 2012

Hodnocení:

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Eva Prokúpková

Název diplomové práce: Využití biologické zpětné vazby u pacientů s nespecifickými bolestmi zad

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Ondřej Čákr

Rok obhajoby diplomové práce: 2012

Anotace

Diplomová práce „Využití biologické zpětné vazby u pacientů s nespecifickými bolestmi zad“ v teoretické části uvádí základní informace o motorickém učení, zpětné vazbě, bolestech bederní páteře a stabilitě stoje. Ve výzkumné části práce se zabýváme vlivem terapie, zaměřené na stabilitu stoje a prováděné na zařízení Nintendo Wii Fit Plus, na bolesti bederní páteře a stabilitu stoje. Dále se práce zabývá vlivem přidané biologické zpětné vazby na snížení bolestí bederní páteře, stabilitu stoje a uvědomování si vnitřní zpětné vazby. Prokázalo se, že prováděná terapie snižuje bolesti bederní páteře, ale nemá výraznější vliv na stabilitu stoje. Dále se prokázalo, že přidaná biologická zpětná vazba má v parametrech trvání bolesti a afektivní složce krátké formy dotazníku McGillovy univerzity pozitivní vliv na snížení bolesti bederní páteře a nemá vliv na stabilitu stoje. Naopak nepřítomnost přidané zpětné vazby stabilitu stoje významně ovlivňuje. Na uvědomování si vnitřní zpětné vazby nemá přidaná biologická zpětná vazba žádný vliv.

Klíčová slova

nespecifické bolesti bederní páteře, biologická zpětná vazba, vnitřní zpětná vazba, posturální stabilita, posturografie

Bibliographic card

Author's first name and surname: Eva Prokůpková.

Title of the master thesis: Using biofeedback for patient with non-specific low back pain

Department: Department of physiotherapy and sport medicine

Supervisor: Ondřej Čákr, MA.

The year of presentation: 2012

Annotation

The Diploma thesis titled "Using biofeedback for patients with non-specific low back pain" in theoretic part gives basic information about motor learning, biofeedback, low back pain and postural stability. In the research part, it deals with influence of postural stability- focused therapy (performed on Nintendo Wii Fit Plus device) on low back pain and postural stability. The work also deals with influence of added feedback on reduction low back pain, postural stability and realizing intrinsic feedback. We demonstrate that this therapy reduced low back pain but has no significant influence on postural stability. We also demonstrate that added feedback has positive effect on persistence of pain and affective part of the Short Form of McGill Pain Questionary, but it does not influence postural stability. On the contrary, absence of added feedback significantly influenced the postural stability. The added feedback does not influence awareness intrinsic feedback.

Keywords

non-specific low back pain, biofeedback, intrinsic feedback, postural stability, posturography

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci zpracovala samostatně a použila jen uvedené prameny a literaturu. Současně dávám svolení k tomu, aby tato diplomová práce byla umístěna v Ústřední knihovně UK a používána ke studijním účelům.

V Praze dne 13. dubna 2012

Eva Prokúpková

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala Mgr. Ondřeji Čákrtovi za cenné rady a návrhy při vedení a zpracování diplomové práce, MUDr. Zuzaně Šírové za pomoc s vyšetřením pacientů a umožněním provedení celé studie v její ambulanci, Ing. Tomáši Fundovi za poskytnutí počítačového softwaru pro Wii Balance Board, dále MUDr. Janu Čeklovskému za pomoc s vyšetřením některých pacientů a Pavlu Procházkovi za pomoc s grafickou úpravou. Dále chci poděkovat těmto rehabilitačním pracovištím: Rehabilitace Budějovická, Medicon – Zelený pruh, Galatea – Kosmonosy a Krajská nemocnice T. Bati, která mi umožnila sběr dat pro ověření účinnosti terapie. V neposlední řadě pak chci poděkovat všem pacientům, kteří se účastnili mé studie, a bez nichž by tato práce nikdy nemohla vzniknout.

Obsah

SEZNAM ZKRATEK	9
ÚVOD.....	10
1 SOUHRN POZNATKŮ	11
1.1 MOTORICKÉ UČENÍ.....	11
1.1.1 Motorické učení a bolest	11
1.2 ZPĚTNÁ VAZBA	12
1.2.1 Biologická zpětná vazba	12
1.3 MOTORICKÉ UČENÍ A BIOLOGICKÁ ZPĚTNÁ VAZBA A ZNALOST VÝSLEDKŮ	14
1.4 NESPECIFICKÉ BOLESTI ZAD	16
1.5 POSTURÁLNÍ STABILITA	17
1.5.1 Posturální stabilita u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.....	21
1.5.2 Trénink posturální stability na silových plošinách	23
1.5.2.1 Wii Balance Board	25
2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA TERAPIE	26
2.1 POPIS TERAPIE	26
3 CÍLE.....	28
4 HYPOTÉZY	29
4.1 ZDŮVODNĚNÍ ALTERNATIVNÍCH HYPOTÉZ H_1	30
5 METODIKA.....	32
5.1 SOUBOR PROBANDŮ	32
5.1.1 Kritéria výběru	32
5.1.2 Charakteristika souboru	32
5.2 SLEDOVANÉ ZNAKY A JEJICH MĚŘENÍ.....	33
5.2.1 Testy stability.....	33
5.2.1.1 Sledované parametry	34
5.2.2 Bolest.....	35
5.2.3 Vnitřní zpětná vazba	36
5.3 SKUPINY.....	36
5.3.1 Zařazení do skupin	36
5.3.2 První skupina.....	36
5.3.3 Druhá skupina	37
5.3.4 Třetí skupina.....	37
5.4 ROZVRŽENÍ NÁVŠTĚV.....	38
5.5 SBĚR DAT	38
5.6 STATISTICKÁ ANALÝZA.....	38
5.7 POUŽITÉ VYBAVENÍ.....	39
5.7.1 Hardwarové vybavení.....	39
5.7.1.1 Konzole Wii	39
5.7.1.2 Wii Balance Board	40
5.7.1.3 Stříhová karta LEADTEK WinFast VC100 U Video Editor	40
5.7.1.4 Notebook Acer Extensa 5635G	40
5.7.1.5 Další vybavení.....	40
5.7.2 Software.....	41
5.7.2.1 Windows	41
5.7.2.2 MS Office.....	41
5.7.2.3 WiiFit Balance Board Stereo	41
5.7.2.4 Software stříhové karty	41
5.7.2.5 Software Wii	41
5.7.2.6 Statistický nástroj	42
6 VÝSLEDKY	43
6.1 HYPOTÉZA 1.....	43
6.1.1 Intenzita bolesti	43
6.1.2 Nepříjemnost bolesti.....	44
6.1.3 Celkový životní pocit.....	45
6.1.4 Trvání bolesti.....	46

6.1.5 SF-MPQ – SENZORICKÁ SLOŽKA.....	47
6.1.6 SF-MPQ – AFEKTIVNÍ SLOŽKA	48
6.2 HYPOTÉZA 2.....	49
6.2.1 Průměrná vzdálenost COP.....	50
6.2.2 Průměrná vzdálenost COP v antero-posteriorním směru	50
6.2.3 Průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru.....	51
6.2.4 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP	51
6.2.5 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru.....	51
6.2.6 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru.....	52
6.2.7 Oblast výchylky COP.....	52
6.2.8 Průměrná rychlost COP.....	53
6.2.9 Střední kvadratická odchylka rychlosti COP	53
6.3 HYPOTÉZA 3.....	53
6.3.1 Průměrná vzdálenost COP.....	54
6.3.2 Průměrná vzdálenost COP v antero-posteriorním směru	55
6.3.3 Průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru	55
6.3.4 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP	56
6.3.5 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v medio-laterálním směru.....	57
6.3.6 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru.....	58
6.3.7 Oblast výchylky COP.....	59
6.3.8 Průměrná rychlost COP.....	60
6.3.9 Střední kvadratická odchylka rychlosti COP	60
6.4 HYPOTÉZA 4.....	61
6.4.1 Intenzita bolesti	61
6.4.2 Nepříjemnost bolesti.....	62
6.4.3 Celkový životní pocit.....	63
6.4.4 Trvání bolesti.....	64
6.4.5 SF-MPQ – PRI-S.....	65
6.4.6 SF-MPQ – PRI-A.....	66
6.5 HYPOTÉZA 5.....	67
6.5.1 Uvědomoval/a jste si přenášení váhy do stran?	67
6.5.2 Uvědomoval/a jste si přenášení váhy vpřed a vzad?	68
6.5.3 Uvědomoval/a jste si dobu trvání?	68
6.5.4 Uvědomoval/a jste si počet projetých branek?	69
6.5.5 Uvědomoval/a jste si pohyby vašeho těla?	69
6.5.6 Uvědomoval/a jste si polohu vašeho těla?.....	70
7 DISKUSE.....	71
7.1 JEDNOTLIVÉ HYPOTÉZY	71
7.2 PŘEDPOKLADY A CÍLE	75
8 ZÁVĚRY.....	78
9 REFERENČNÍ SEZNAM	79
10 PŘÍLOHY	87

Seznam zkratk

CNS	Centrální nervová soustava
COG	Průmět těžiště těla, Center of gravity
COM	Těžiště, Center of mass
COP	Působíště vektoru reakční síly podložky, Center of pressure
LBP	Bolesti bederní páteře, Low Back Pain
LDK	Stoj na levé dolní končetině
MD	Průměrná vzdálenost COP, mean distance
MD-AP	Průměrná vzdálenost COP v antero-posteriorním směru, Mean distance antero-posterior
MD-ML	Průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru, Mean distance medio-lateralis
MI	Primární motorická oblast
MV	Průměrná rychlost COP, Mean velocity
NSLBP	Nespecifické bolesti bederní páteře, Non-specific low back pain
OO	Stoj na obou dolních končetinách s otevřenými očima
PDK	Stoj na pravé dolní končetině
RMS	Střední kvadratická odchylka, root mean square
RMS-AP	Střední kvadratická odchylka v antero-posteriorním směru, Root mean square antero-posterior
RMS-ML	Střední kvadratická odchylka v medio-laterálním směru, Root mean square medio-lateralis
RMSvel	Střední kvadratická odchylka rychlosti COP, Root mean square velocity
SF – MPQ	Krátká forma dotazníku McGillovy univerzity, Short form – McGill Pain Questionary
SW	Oblast výchylky COP, Sway area
TA	Tandemový stoj
ZO	Stoj na obou dolních končetinách se zavřenými očima

ÚVOD

V naší práci jsme se rozhodli zaměřit na nespecifické bolesti bederní páteře. Vertebrogenní algický syndrom představuje velký medicínský a socio-ekonomický problém. Jedná se o rozsáhlou problematiku, která se dotýká různých medicínských oborů, jako je praktické lékařství, ortopedie, neurologie, rehabilitace a psychologie. Ze studií různých autorů vyplývá, že u pacientů s nespecifickými bolestmi bederní páteře je narušena stabilita stoje. Doprovází bolesti bederní páteře a je možné, že je jejich prediktorem. Pokud by narušení stability stoje bylo jednou z příčin bolestí bederní páteře, pak by se pro snížení těchto bolestí dalo využít nácviku stability stoje. Ukazuje se, že terapie stability s využitím biologické zpětné vazby je účinnější než běžná terapie.

V rehabilitaci se pro nácvik stability stoje s biologickou zpětnou vazbou běžně používají drahé silové plošiny (např. Neurodim nebo Kistler). V této práci jsme se rozhodli využít levnější zařízení, které není primárně určeno pro zdravotnická zařízení, ale jeho vlastnosti odpovídají požadavkům, která pro takovéto přístroje máme. Pokud by se prokázala účinnost terapie na tomto zařízení, jednalo by se o levnou alternativu, dostupnou nejen pro malé rehabilitační (fyzioterapeutické) ambulance, ale i pro autoterapii v domácím prostředí.

1 SOUHRN POZNATKŮ

1.1 Motorické učení

Motorické učení je proces, který vede prostřednictvím praxe a zkušenosti k relativně stálým změnám v motorických schopnostech [1]. Jde o vznik nového motorického stereotypu, nové součinnosti různých svalových skupin [2]. Tento proces odráží momentální schopnost vytvořit určitý (specifický) pohyb a jeho změny jsou spojené s praxí nebo zkušeností [3], [4]. Tyto změny, vznikající interakcí s prostředím [5], určují motorické schopnosti člověka [3]. Motorické učení je odvozené od postupného zvyšování rychlosti a/nebo zkušeností s vizuomotorickými, percepčními nebo kognitivními úkoly [6] a souvisí s plasticitou centrální nervové soustavy (CNS) [7]. O motorickém učení tedy můžeme uvažovat jako o neurčité kategorii zahrnující získávání dovedností, pohybovou adaptaci a rozhodování, což jsou schopnosti potřebné pro volbu správného pohybu ve správném okamžiku [8]. Cílem učení je zlepšení výkonu [5].

U zdravých jedinců je učení se novým motorickým dovednostem spojeno se zlepšením v provádění jednotlivých pohybů a zlepšení reprezentace používaných svalů v primární motorické oblasti (MI). Existují důkazy, které ukazují, že neuroplastické změny v primární motorické kůře vznikají během velmi krátké doby tréninku. Korové neuroplastické změny ve vztahu k motorickému učení vznikají rychle a neustále se vyvíjejí tak, jak pokračuje trénink [9].

1.1.1 Motorické učení a bolest

Bolest je nepříjemný smyslový a emoční zážitek spojený se skutečným nebo potenciálním poškozením tkáně nebo popisovaný výrazy pro takové poškození. Bolest je vždy subjektivní [10]. Ovlivňuje znázornění pohybu v centrální nervové soustavě [11] a kromě toho mění motorické programy a vytváří náhradní, antalgické [12]. Můžeme spekulovat, že deficit v motorické kontrole páteře vede k horší kontrole pohybů v kloubech, opakovaným mikrotraumatům a případně bolesti. Inhibice hlubokých břišních svalů může ovlivnit stabilitu a postavení bederní páteře, což zvyšuje pravděpodobnost bolestí bederní páteře (low back pain, LBP) [9]. Studie, které zkoumaly efekt akutní experimentálně způsobené bolesti, ukázaly, že stejně jako učení

se novým motorickým dovednostem, bolest rychle mění dráždivost MI. V kontrastu k rychlým změnám spojeným s učením se novým dovednostem, změny v korové dráždivosti spojené s akutní bolestí nejsou nutně shodné pro svaly reprezentované v MI. Například nociceptivní elektrická stimulace prstu indukuje zvýšenou dráždivost ruky v MI, ale současně snižuje dráždivost proximálních svalů paže. Tyto změny v dráždivosti MI mohou přispět k ochranným motorickým strategiím (např. ke snížení rozsahu pohybu), ke kterým může dojít v souvislosti s bolestivou končetinou nebo svalem a které jsou v souladu se změnami ve svalových strategiích pozorovaných u následně experimentálně vyvolané svalové bolesti [9].

Motorické učení řeší nespecifické bolestivé syndromy a doprovodné nefunkční motorické chování vázané na tělesné návyky, včetně kognitivních, perceptuálních a kinestetických aspektů [13]. Učení se novým motorickým dovednostem by mělo být zahájeno ihned při objevení se bolestivých symptomů kvůli snížení rizika budoucích neuroplastických změn dávaných do souvislosti s bolestí [9].

1.2 Zpětná vazba

1.2.1 Biologická zpětná vazba

Biologická zpětná vazba (biofeedback) je technika, která umožňuje jedincům naučit se ovládat fyziologické aktivity a tím zlepšit své zdraví a výkonnost [14]. Zpětná vazba poskytuje informace o probíhajících dějích pro centrum řízení. Bez zpětné vazby v několika etážích řízení není možný volný, diferencovaný a přesný pohyb. Realizuje se prostřednictvím fyziologických receptorů a jim odpovídajících drah a struktur CNS [15]. Používá se pro získání informací o fyziologických procesech, pomáhá jedincům získat kontrolu nad svým tělem [14]. Biofeedback je dodávání okamžitých a průběžných informací o probíhajícím biologickém procesu prostřednictvím jiných receptorů, drah a struktur CNS než zpětná vazba, obvykle s použitím přístroje, základem je fyziologická informace [15].

Cílem terapie je naučit jednotlivce aktivní roli při obnovení a udržení zdraví. Terapie biologickou zpětnou vazbou je nefarmakologická léčba využívající vědecké vybavení k měření, zesílení fyziologických informací a poskytnutí zpětné vazby sledovanému pacientovi. Informace, které pacient dostává, mu pomáhají samoregulovat

fyziologické procesy, které jsou monitorovány. Terapie pomocí biologické zpětné vazby vždy zahrnuje pacienta, terapeuta a přístroj schopný poskytovat přesné informace o sledované funkci. Tyto informace jsou poté zprostředkovány pacientovi ve formě, která mu umožňuje vnímat změny ve fyziologické aktivitě v reálném čase. Obvykle se používají numerické nebo grafické obrazovky, ale využívá se také zvuk nebo vibrace. Tato terapie vyžaduje od pacientů sledování jejich fyziologických reakcí a to, aby se je naučili měnit [14].

Přístroje pro biologickou zpětnou vazbu mohou měřit svalovou aktivitu, teplotu kůže, činnost potních žláz, dýchání, srdeční frekvenci, krevní tlak apod. Biologickou zpětnou vazbu používají lékaři, zdravotní sestry, psychologové, fyzioterapeuti, ergoterapeuti a další. [14]. Lze říci, že biofeedback systémy, které jsou určené ke zlepšování řízení rovnováhy poskytováním informací vztahujících se k těžišti (center of mass, COM), vycházejí z předpokladu, že CNS aktivně COM ovládá. Vizuální biofeedback systémy poskytují rychlou zpětnou vazbu. Pokud jsou jednoduché a upevněné na hlavě, obvykle ovlivňují normální pohyby. Auditorní systémy také poskytují rychlé senzorní vstupy přímo stimulací zevního zvukovodu a středoušní dutiny. Avšak tyto systémy zasahují do normálního sluchu uživatele a vyluzují v jeho okolí rušivý zvuk. Vibrotaktilní stimulace využívají čidla upevněná v pase, tj. daleko od center rovnováhy v CNS, což může omezovat jejich účinnost [16].

Yucha a Montgomery uvádějí, že biologická zpětná vazba představuje účinnou léčbu pro chronické bolesti [14]. Efektivita biologické zpětné vazby využívané pro léčbu bolesti beder je uváděná jako pravděpodobně efektivní (úroveň 3 na škále stupnice 1 až 5, kde 5 je nejlepší) [17]. Tento stupeň efektivnosti je potvrzen observačními a klinickými studiemi [18].

1.3 Motorické učení a biologická zpětná vazba a znalost výsledků

Zevní zpětná vazba udává informace o výkonu a je nezbytná pro učení [4]. Je to jedna z nejdůležitějších proměnných ovlivňujících motorické učení, kromě samotného procvičování [19]. Pro lidi je vedené učení (pod dohledem, tzn. se zpětnou vazbou) patrně jedno z nejdůležitějších druhů motorického učení [20].

Zpětná vazba je účinnější, pokud zaměřuje probandovu pozornost na vliv jeho pohybů, tj. pokud vede k zevnímu zaměření pozornosti. Učení je efektivnější, pokud je pozornost probandů zaměřena na vnější efekt jejich pohybu, spíše než na jejich vlastní pohyby těla. Podobné výhody jsou vidět při použití zpětné vazby [21]. Učení bylo účinnější nejen tehdy, když byly probandům dávány pokyny zaměřené zevně, ale také když jim byla poskytnuta spíše vnější než vnitřní zpětná vazba. Zpětná vazba, dávaná probandům v průběhu tréninku, může být účinnější, pokud zaměří jejich pozornost spíše na výsledky pohybu než na pohyb samotný [22]. Výzkum ukazuje, že relativně nízká frekvence poskytování zpětné vazby posiluje učení. To platí i přesto, že výkon v období nízkých frekvencí zpětné vazby může být horší [4].

Kontinuální zpětná vazba zvyšuje výkon během tréninku, kdy proband dostává zpětnou vazbu, ale nepřispívá k učení a může jej dokonce zhoršit, jak se ukazuje při retention¹ a transfer² testech. Výkon měřený během tréninku obvykle není dobrým ukazatelem dlouhodobého učení. To se obvykle nejlépe hodnotí retention a transfer testy, které jsou odděleny od tréninku. Kontinuální zpětná vazba je jasně účinná při podpoře výkonu. Zdá se, že negativním důsledkem poskytování zpětné vazby v průběhu tréninku je snížení přesnosti a stability motorického programu. Současná zpětná vazba obvykle usnadňuje výkon, pokud je přítomna v praxi, ale je na újmu výkonu při měření v retention testech. V tomto smyslu tedy současná zpětná vazba obecně degraduje motorické učení [23]. Ukazuje se, že slábnutí zpětné vazby (nebo postupné snižování frekvence poskytování) se pro podporu učení jeví nejučinnější. Slábnutí zpětné vazby je v rozporu s obvyklou praxí ve fyzioterapii, ve které obvykle více zpětné vazby považujeme za lepší, zvláště pokud výkon nedosahuje běžné úrovně. Důvodem, proč se

¹ Retention test se provádí obvykle po několika dnech nebo týdnech poté, co se proband naučí určité dovednosti a zjišťuje, do jaké míry je schopen si naučené dovednosti vybavit.

² Transfer test slouží k ověření schopnosti probanda využít dříve získané dovednosti v odlišné situaci.

lidé, dostávající zpětnou vazbu s nižší frekvencí, učí lépe, je zřejmě skutečnost, že nejsou závislí na zpětné vazbě, ale využívají vnitřní procesy umožňující učení. V tomto případě to znamená, že posoudí poslední výkon, analyzují jej a vyhodnotí, co je potřeba zlepšit. Pokud učení vyžaduje lepší schopnosti pro plnění dovedností, je možnost vlastního hodnocení a přijetí nápravného opatření nedílnou součástí úspěchu. [4].

Jsou prosazována tři hlavní vysvětlení negativních vlivů vedení při motorickém učení. Převládá názor, že student se stává závislým na znalosti výsledků, pokud je dostává příliš často, nebo ve formě, která je pro něj příliš snadná, protože znalost výsledků je pak zpracovávána jako základní část úkolu. Efektivita výkonu je vyšší, pokud má dotyčný k dispozici znalost výsledku (zpětnou vazbu) a snižuje se, pokud je zpětná vazba odebrána. Avšak ukazuje se, že ve srovnání s méně častým poskytováním výsledků, poskytování zpětné vazby při každém nácviku může také vést k nižšímu výkonu při retention testech, ve kterých jsou výsledky k dispozici. Toto zjištění naznačuje, že závislost na znalosti výsledků plně neodpovídá za škodlivé účinky častého poskytování znalosti výsledků na motorické učení. Druhým vysvětlením pro negativní účinky vedeného tréninku je, že častá znalost výsledků (zpětná vazba) povzbudí studenta, aby se při tréninku často opravoval, což vede k neschopnosti rozpoznat a vytvořit stabilní reakce ve schopnosti si naučené dovednosti vybavit. Na rozdíl od tohoto vysvětlení jiné výzkumy ukázaly, že oddalování znalosti výsledků přes více pokusů může vést jak k osvojení si variabilnějšího výkonu a přesnějšího vybavení si výkonu bez znalosti výsledků, na rozdíl od situace, kdy se poskytují výsledky bezprostředně po každém pokusu. Třetí vysvětlení negativních vlivů vedeného tréninku úzce souvisí s prvním. Vysvětlením může být, že časté sdělování výsledků může přimět studenty ignorovat významné zdroje senzorycké zpětné vazby (např. kinestetické), které jsou „vnitřní součástí“ úkolu. Jedním z důsledků nezpracování vnitřní zpětné vazby je neschopnost vytvořit mechanismus detekce chyb, které mohou být použity na podporu výkonnosti při absenci výsledků. Na podporu této informace existují výzkumy ukazující, že okamžitá znalost výsledků (zpětná vazba), jejímž účelem je zablokovat ihned po dokončení pohybu zpracování vnitřní zpětné vazby, snižuje výkon okamžitě i opožděně při retention testech bez znalosti výsledků (zpětné vazby). Kromě toho se ukazuje, že zacházení se souhrnem znalostí výsledků, které vedlo k optimálnímu učení, bylo také spojeno s vynikající schopností odhadnout chyby při absenci výsledků, a to na základě vnitřní zpětné vazby. V poslední době se objevuje odlišný přístup k myšlence,

že časté sdělování výsledků může odradit od zpracování úkolu pomocí vnitřní zpětné vazby ve srovnání se zadáním, ve kterém je obtížnější znalost výsledků používat. Tvrdí se, že odklad sdělení výsledků přes více pokusů může být odmítnut jako neúčinný, jestliže vnitřní zpětná vazba, kterou má student k dispozici, je pro něj "cizí". Důvodem je, že studenti raději používají znalost výsledků (zpětnou vazbu), i když je pro ně obtížné ji používat, pokud je použití vnitřní zpětné vazby spojené s činností, která je pro ně neznámá nebo obtížně použitelná [24].

1.4 Nespecifické bolesti zad

Jako nespecifické bolesti dolní části zad (non-specific low back pain, NSLBP) označujeme napětí, bolest a/nebo ztuhlost v oblasti dolní části zad, pro které není možné určit konkrétní příčinu bolesti [25]. Nespecifické nebo obvyklé bolesti dolní části zad jsou definované jako bolest mezi posledními oblouky žeber a subgluteální rýhou, obvykle jsou spojeny s bolestivou limitací pohybu, často ovlivňují fyzickou aktivitu a držení těla. Mohou být spojeny s vyzařováním bolesti do nohy [26]. Nespecifické chronické bolesti zad také zahrnují smyslové, afektivní a kognitivní komponenty, protože lidské chování je funkcí komplexního přizpůsobujícího se nervového systému [13]. Nespecifické bolesti dolní části zad jsou určeny vyloučením (strukturálních příčin) a ukazují spíše na symptomy nebo na syndrom než na diagnózu [27]. Nespecifické bolesti zad jsou charakteristické nepřítomností morfologického poškození korelujícího se symptomy [28], tj. nejsou způsobeny frakturami, spondylitidou, přímým úrazem, nádorem, infekcí, žilním, metabolickým nebo hormonálním procesem [26]. NSLBP zahrnují diagnózy jako lumbago, svalový spasmus, poškození vazů, přetížení zad, myofasciální syndromy apod. Tyto nespecifické stavy vždy zahrnují bolest v bederní oblasti, která může vyzařovat do jednoho nebo obou stehů [28]. Celoživotní prevalence všech vertebrogenních obtíží je mezi 60-90% a roční incidence je kolem 5%. Odhaduje se, že v populaci je 1% přechodně a 1% trvale nemocných pro vertebrogenní obtíže [29]. Padesát procent dospělých mělo někdy zkušenost s LBP: Nespecifické LBP jsou jedny z nejčastějších důvodů návštěvy u lékaře [28]. Je odhadováno, že z pacientů s bolestmi zad v primární péči jich 85 % má nespecifické bolesti LBP. Označení nespecifické bolesti dolní části zad zahrnuje málo specifickou terapeutickou informaci a ukazuje na velkou heterogenní skupinu pacientů s různými patologickými nebo patofyziologickými obtížemi [30]. Podle časového průběhu mohou být NSLBP

rozděleny na akutní (pod 4 týdny), subakutní (4-12 týdnů) a chronické (více než 3 měsíce) [28]. Diagnóza se stanovuje tam, kde byla vyloučena všechna závažná onemocnění z anamnézy a vyšetření. Je to neuspokojivá diagnóza pro pacienta i pro lékaře. Pro nespecifické bolesti beder neexistuje žádný dohodnutý systém klasifikace [31]. Mezinárodní standardy pro zvládnání bolestí dolní části zad doporučují počáteční roztřídění pro podporu efektivního zvládnutí tohoto problému. Tento proces klasifikace rozlišuje mezi spinální patologií, bolestí nervových kořenů a nespecifickými bolestmi zad [32].

1.5 Posturální stabilita

Rovnováha je vícerozměrný pojem, vyjadřující schopnost nepadnout [33] a popisuje dynamiku držení těla k prevenci pádu; vztahuje se k setrvačným silám působícím na tělo a setrvačným vlastnostem částí těla [34]. Rovnováha je základem celé volní motoriky [35] a je závislá na třech vzájemně se ovlivňujících senzoričných systémech: vestibulárním, propioceptivním a zrakovým [36]. Vhodně integrované informace z těchto systémů jsou nezbytné pro stabilní rovnováhu [16], dynamicky spolu interagují a jsou komplexně analyzovány regulačním zpětnovazebním systémem, který stále mění své výstupy [37].

Posturální stabilitu můžeme chápat jako schopnost zajištění vzpřímeného držení těla zároveň se schopností reagovat na změny vnitřních a zevních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému anebo neřízenému pádu [38]. Lze ji také definovat jako polohovou nebo pohybovou jistotu [12], vlastní (vnitřní) schopnost člověka k dosažení, obnovení a udržení rovnováhy [33] a jako schopnost udržet určitou pozici. Posturální stabilita je často popisována ve smyslu změn působíště vektoru reakční síly podložky (Center of Pressure, COP) [37]. U lidského (živého) těla nemůžeme mluvit o tvarové stabilitě (tvar těla se neustále mění), ale mluvíme o aktivní stabilizaci polohy těla, eventuelně o stabilizaci postury, tj. o udržení dané konfigurace pohyblivých částí [12]. Postura (držení těla) popisuje orientaci každého segmentu těla vzhledem k vektoru gravitace; je udávána úhlem měřeným od vertikály [34]. Vzpřímená poloha nepatrně kolísá nejen vlivem dynamického udržování polohy, ale i vlivem dýchacích pohybů, které ovlivňují profil postury [12]. Udržení vzpřímeného držení závisí nejen na fyzikálních parametrech, jako jsou gravitace, hmotnost, výška těla, struktura jeho segmenů,

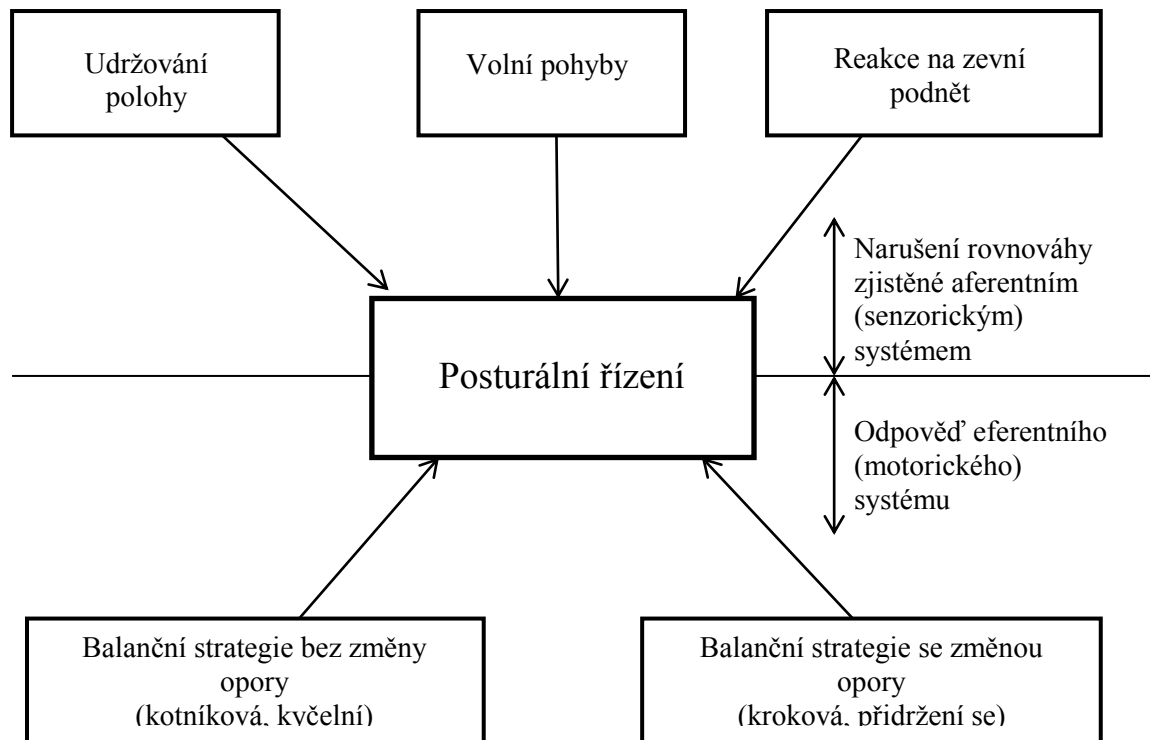
vlastnosti opěrné plochy apod., ale především na svalové aktivitě. Informace o měnících se podmínkách vnitřního i zevního prostředí přicházejí do CNS a ovlivňují stabilizační proces. Udržení stability vzpřímeného stoje je tím náročnější, čím více se průmět těžiště těla přibližuje okrajům opěrné báze [12]. Během vzpřímeného stoje má lidské tělo relativně vysoko COM a relativně malou opěrnou bázi, což komplikuje udržení stability [33]. Systém vzpřímeného držení těla má tři hlavní složky: senzory, řídicí a výkonnou. Do senzory patří především propriocepce, zrak a vestibulární systém. Řídicí funkci zajišťuje centrální nervová soustava. Výkonnou složkou je pohybový systém. Systém udržující vzpřímené držení má velké kompenzační možnosti; oslabení nebo výpadek jedné části tohoto systému se nemusí projevit ihned, ale např. až při zvýšené zátěži, kdy dojde k dekompenzaci tohoto systému. Neoddělitelnost senzory, řídicích a výkonných funkcí je důležitou charakteristikou posturální stability [38].

Pokud se u člověka dostane vektor tíhové síly mimo opěrnou bázi, tělo cítí ohrožení své stability a využije svalové aktivity k zabránění pádu. Tímto způsobem má člověk kontrolu nad rovnováhou (posturální řízení), což neživý objekt nemá. Posturální řízení je nutným předpokladem pro udržení nespočetného množství posturálních aktivit. Bylo zjištěno, že řízení rovnováhy je obvykle spojeno s třemi hlavními druhy lidské činnosti:

1. Udržení specifické polohy, jako je sed nebo stoj
2. Volní pohyby (pohyby mezi polohami)
3. Reakce na zevní podnět, jako je klopýtnutí, uklouznutí a postrčení

Řízení rovnováhy je schopnost regulovat vztah mezi vektorem tíhové síly a opěrnou bází v průběhu běžných denních činností. Posturální řízení pak lze definovat jako činnost směřující k udržení, dosažení a obnovení rovnováhy v jakékoli poloze a při jakékoli aktivitě [33] a je třeba jej vnímat jako celek [39]. Strategie posturálního řízení mohou být reaktivní (kompenzační) a prediktivní (anticipační) nebo kombinací obou. Prediktivní strategie posturálního řízení mohou zahrnovat volní pohyby nebo zvýšit svalovou aktivitu při předpokladu zevního podnětu, zatímco reaktivní strategie posturálního řízení zahrnují pohyby nebo svalovou odpověď (reakci) na nepředvídaný

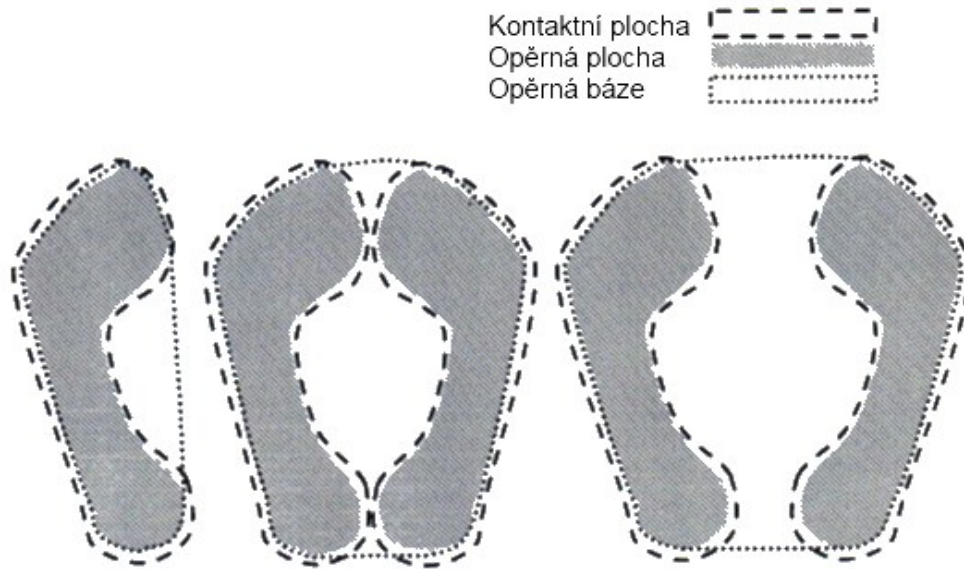
zevní podnět (obr. 1). Tyto reakce mohou být se změnou opory, kdy se změní vektor tíhové síly, ale opěrná báze zůstane stejná, nebo se změnou opory, kdy se změní opěrná báze a vektor tíhové síly ji protne. Náklon v kotníku nebo kyčli (kotníkové a kyčelní strategie, příloha 1) obvykle označujeme jako strategie beze změny opory, zatímco přidržení se rukou nebo úkrok (kroková strategie) obvykle označujeme jako strategie změny opory [33].



Obrázek 1 – Posturální řízení [33]

Předpokládá se, že posturální reakce k udržení rovnováhy jsou závislé na měření a řízení mnoha proměnných pomocí CNS. Strategie posturálního řízení se tedy liší v závislosti na cílech jedince a jeho okolním prostředí. Tento pohled naznačuje, že řízení rovnováhy je základní motorickou dovedností CNS. Proto, stejně jako u jiných motorických dovedností, se mohou strategie posturálního řízení zlepšit díky tréninku. Posturální řízení je (proto) potřeba považovat za komplex motorických dovedností, který je nedílnou součástí polohy a pohybu. Jakékoli kognitivní, senzorní nebo pohybové postižení může vyústit v poškození posturálního řízení [33].

Plocha kontaktu je plocha doteku podložky s povrchem těla (nemusí jít o přímý kontakt). Opěrná plocha je ta část plochy kontaktu, která je využita k vytvoření opěrné báze. Opěrná báze je ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy viz obr. 2 [38].



Obrázek 2 – Kontaktní plocha, opěrná plocha, opěrná báze [38]

Těžiště je hypotetický bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním systému. Lze jej stanovit jako vážený průměr těžišť všech segmentů [38], [34]; je to pasivní veličina ovládaná systémem řízení rovnováhy [34].

Průmět těžiště těla je vlastně svislým průmětem COM do roviny opěrné báze [38], [34] a ve statické poloze se vždy nachází v opěrné bázi. [38]. Jednotkami COG jsou metry (m) [34].

Působíště vektoru reakční síly podložky můžeme vypočítat z hodnot naměřených na silových plošinách [38]. Jedná se o centrum tlaku; je to bod umístění svislé reakční síly. Jedná se o vážený průměr všech tlaků povrchu v oblasti kontaktu, což je plně nezávislé na COM. Pokud se země dotýká pouze jedna noha, pak COP leží uvnitř, pokud jsou v kontaktu nohy obě, pak COP leží někde mezi chodidly, podle toho, kolik váhy je na které noze; ale zároveň pro každou nohu existuje její vlastní COP. Jedna silová plošina dokáže změřit pouze umístění COP mezi chodidly, dvě plošiny dokáží identifikovat jednotlivá COP [34]. COP je shodné s COG pouze u dokonale tuhého

tělesa, u lidského těla tomu tak není. Jeho poloha je ovlivněna polohou těžiště, ale i dalšími vlivy, např. aktivitou bérceových svalů [38]. Umístění COP pod každým chodidlem je přímým odrazem nervové kontroly svalů kolem kotníku. Zvýšení aktivity plantárních flexorů posune COP anteriorně, zvýšení aktivity svalů, které dělají inverzi, posouvá COP laterálně. Jednotkami COP jsou metry (m) [34].

Posturální řízení je třeba vímat jako celek a nemůže být hodnoceno jakýmkoli globálním měřením rovnováhy. Aby byla rehabilitace posturálních poruch specifická a efektivní, musí měření rozdělit posturální problém na základní funkční prvky. V ideálním případě by to mělo být kvantitativní měření založené na standardizovaném zařízení určeném k hodnocení posturálního řízení a mělo by obsahovat:

1. Měření, která zahrnují funkční schopnosti a kvalitu pohybu
2. Senzitivní a selektivní měření posturálních abnormalit
3. Reliabilní a validní měření
4. Praktické měření (jednoduché na používání a levné) pro fyzioterapeuty [39]

Posturální stabilita může být hodnocena různými technikami, často používaným nástrojem jsou silové plošiny, které měří výkyvy COP [37], a které víceméně splňují výše uvedené požadavky.

1.5.1 Posturální stabilita u pacientů s nespecifickými bolestmi zad

Na zhoršení posturální stability se může podílet mnoho faktorů, jako je stárnutí, neurologické nebo muskuloskeletální poruchy, např. bolesti bederní páteře [37].

Některé studie naznačují, že pacienti s LBP mají horší posturální stabilitu než zdraví pacienti. Není známo, zda horší posturální stabilita je důsledek nebo prediktor LBP, ale některé důkazy naznačují, že lidé se špatnou posturální stabilitou mají zvýšené riziko LBP. Jako možný mechanismus ovlivňující zhoršení posturální stability se uvádí pokles somatosenzorických informací, protože LBP neovlivňuje vestibulární a vizuální smysly [37]. U pacientů s chronickou bolestí je zmiňováno špatné řízení rovnováhy [36]. Vliv LBP na posturální stabilitu je komplexní a má vliv současně s dalšími

faktory: bolestí, strachem z bolesti, pozitivními neurologickými nálezy, přijetím alternativní strategie pohybu a svalovou slabostí [37]. Na základní úrovni může poškození (chronické) sensorických tkání v oblasti bederní páteře, trupu nebo dolních končetin ovlivnit posturální stabilitu. Zhoršení propioceptivních informací z této oblasti může být určujícím faktorem při snižování přesnosti v sensorickém integračním procesu. Výsledný nepřesný odhad pozice COM, zvláště u pacientů s chronickými LBP, může vést ke zvýšení bezpečnostní rezervy adaptivní změny COP vzhledem k předpokládaným oscilacím COM. Dalším možným mechanismem změn rovnováhy může být inhibice vyvolaná akutní bolestí. V tomto případě výboje z vysokého prahu nociceptivní aferentace interferuje se spinálními motorickými drahami stejně jako s motorickou kůrou. Navíc bylo prokázáno, že bolest může způsobit presynaptickou inhibici svalové aference stejně jako může postihnout centrální modulaci propioceptivních svalových vřetýnek, která vede k prodloužené latenci snížením zpětné vazby ze svalů. Tyto změny mohou vést ke zhoršení svalového řízení a vyústit ve zvýšení posturálních výkyvů [40].

Většina studií používá relativně krátké sledování do 120 sekund. Pacienti s nespecifickými bolestmi zad vykazují signifikantně větší výkyvy COP. Velikost těchto rozdílů v posturálních odchylkách nelze souhrnně vyjádřit jako procenta nebo hodnoty, proto uvádíme pouze obecný trend. Spolehlivost měření COP je dána faktory jako odebírání vzorků, doba trvání, četnost odběru vzorků (snímání) a počtem pokusů. Výkyvy COP jsou větší při zrakové deprivaci ve srovnání se stojem s otevřenými očima (u pacientů s nespecifickými LBP). To podporuje myšlenku, že NSLBP pacienti mají propioceptivní deficit. Pacienti se zhoršeným propioceptivním vstupem, jak jej vidíme např. u chronických nespecifických LBP, jsou více závislí na vizuálních a vestibulárních podnětech, aby udrželi posturální stabilitu [40].

Řada autorů uvádí, že pacienti s LBP jsou více závislí na zraku než zdravá populace. Rovnováha se zhoršuje jak u pacientů s LBP, tak u zdravých, při stožení se zavřenými očima v porovnání se stojem s otevřenými očima, ale při stožení se zavřenými očima se rozdíl mezi pacienty s LBP a zdravými stává výraznější [37].

Pacienti s nespecifickými bolestmi zad vykazují větší posturální nestabilitu než zdraví. Tento rozdíl je statisticky signifikantní ve většině studií. Ve srovnání s kontrolní zdravou skupinou lidé s nespecifickými LBP vykazují větší výchyly, které se pohybují

mezi 7,11 a 18,5 cm. Pacienti s nespecifickými LBP také vykazují větší posun COP. Tento rozdíl je signifikantní v anterioposteriorním směru. Obecný trend zvětšení anterioposteriorní výchylky je patrně způsoben bolestí, pokud se zaměříme na střední kvadratickou odchylku, a je výraznější při delším měření. Další možností, proč je tato výchylka zvětšená, je zvýšená tuhost kotníků, pozorovaná u pacientů s NSLBP a fungující patrně jako kompenzační mechanismus vedoucí ke zlepšení senzorické diskriminace a tím ke kompenzování zhoršení zpětné vazby. U lidí s nespecifickými LBP se také objevuje větší rychlost výchylek COP. Rozdíly ve schématu pohybu COP mezi pacienty s LBP a zdravými se stávají výraznější při zrakové deprivaci [40]. Pacienti s bolestmi bederní páteře mají větší posturální výkyvy v porovnání se zdravou kontrolní skupinou při stejných podmínkách ve vzpřímeném stoji. Pacienti s LBP mají také posunuto COP více posteriorně než zdraví a hůře drží rovnováhu ve stoji na jedné noze se zavřenými očima v porovnání se zdravými lidmi [36].

Rozdíl v posturální nestabilitě u těchto pacientů je výraznější při zavření očí a lze jej vysvětlit akutní bolestí, která inhibuje propioceptivní vstup od bederní páteře a svalů trupu, kvůli dlouhodobé neurologické adaptaci [40; podobných výsledků dosáhl i Byl: Tato studie ukázala, že ve srovnání s dospělými se zdravými zády má heterogenní skupina pacientů s LBP větší výkyvy těla, horší stabilitu stoje na jedné noze (se zavřenými očima), COP přesunuto více posteriorně a používá více kyčelní nebo zádovou strategii místo kotníkové strategie k udržení vzpřímení, zvláště pokud jde o úlohy obtížné k udržení stability [41].

1.5.2 Trénink posturální stability na silových plošinách

Dále jsou uvedeny studie, které se zabývají rozmanitými zdravotními problémy, mají společný trénink posturální stability na silových plošinách a jeho vyhodnocování. Všechny studie bez rozdílu konstatují jejich pozitivní vliv na zdravotní stav sledovaných pacientů:

Trénink rovnováhy na silových deskách nebo tlakových plošinách zobrazujících vizuální zpětnou vazbu se ukazuje jako pozitivní pro různé skupiny starších dospělých (ohrožených rizikem pádu) bez specifických zdravotních obtíží. Na základě dostupných studií starších pacientů po CMP lze říci, že se výrazně zlepšila jejich rovnováha, chůze

nebo přesun ze sedu do stoje, pokud k tréninku používali biofeedback (v porovnání se skupinou bez jeho využití) [42].

Studie zkoumající vliv vizuální zpětné vazby na posturální řízení pacientů po resekci vestibulárního schwannomu prokázala, že po dvou týdnech tréninku měla s vizuální zpětnou vazbou (prováděnou na BalanceMasteru) lepší schopnost posturálního řízení než skupina s běžnou rehabilitací [43].

Další studie ukazuje, že použití silové desky s technikou vizuální zpětné vazby je účinným přístupem k tréninku rovnováhy u pacientů po cévní mozkové příhodě, protože vede k lepší pohybové schopnosti [44].

Výsledky jiné studie podporují hypotézu, že trénink využívající senzoričké a reaktivní pohybové strategie spolu se zevní vizuální zpětnou vazbou zlepšuje posturální řízení ve stoji u pacientů s diabetes mellitus díky úpravě subklinických omezení, která přispívají k poruchám rovnováhy [45].

U tréninkového programu využívajícího silových plošin kombinovaných s instabilitou spolu s vizuální biologickou zpětnou vazbou se podle objektivních měření zlepšuje bilaterální posturální stabilita u pacientů s hemiplegií a/nebo ataxií po cévní mozkové příhodě [46].

Posturální řízení může být u také osob s částečnou lézí spinální míchy zlepšeno použitím vizuální biologické zpětné vazby na silových plošinách [47].

Zvýšení stability, zmenšení asymetrie a zlepšení dynamické stability jsou v souladu s terapeutickými cíly pro většinu pacientů s hemiparézou po cévní mozkové příhodě; proto může být užitečným nástrojem rovněž pro terapii těchto pacientů biologická zpětná vazba pomocí silové plošiny [48].

1.5.2.1 Wii Balance Board

Wii Balance Board vykazuje vynikající opakovatelnost pro posuzování délky trajektorie COP a poskytuje stejné výsledky jako laboratorní silové desky. To dává podnět pro další výzkum klinické aplikace tohoto herního zařízení a tvorbu softwaru pro usnadnění přijetí Wii Balance Board jako nástroje pro měření stability v nemocničním prostředí. Omezení, které má větší význam, je neschopnost (softwarově) posoudit síly v horizontální ose, které jsou důležitou součástí standardních COP rovnic. Toto omezení by mělo významný dopad na výsledky testů rovnováhy, kde se velikost hybnosti vytváří na těchto osách. Předchozí studie naznačují, že X a Y souřadnice ze svislé roviny sil v nepřítomnosti korekce síly z vodorovné roviny síly by měly být označovány jako těžiště místo COP. Nicméně, síla na těchto dvou osách jen zřídka překročí 5 N, což lze předpokládat díky nízké rychlosti pohybu během vlastního testování, zvláště pokud proband stojí na obou nohách. Proto, ačkoli je zde nedostatek korekce na osách X a Y, síla je inherentním omezením při odvozování hodnoty COP z Wii Balance Board. Vynikající shoda výsledků v porovnání se standardními metodami naznačuje, že se jedná o zařízení pro uspokojivé posouzení stability stoje [49].

Využitelnost Wii Balance Board pro rehabilitaci ukazují studie Gil-Goméze a Nitzeho: EBaViR je systém virtuální rehabilitace, který používá Wii Balance Board software, který je speciálně navržen a vyvinut ve spolupráci s klinickými specialisty na obnovu stability stoje. Studie hodnotící vliv Wii Balance Board, virtuálního systému rehabilitace (eBaViR) na stabilitu stoje při rehabilitaci pacientů se získaným poškozením mozku ukázaly, že virtuální rehabilitace je schopna výrazně zlepšit stav pacientů [50]. Podobné výsledky ukazuje i studie Nitzeho et al., který prokázal, že se při tréninku na Wii Fit (Balance Board) výrazně zlepšily dva sensomotorické parametry: rovnováha a síla [51].

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA TERAPIE

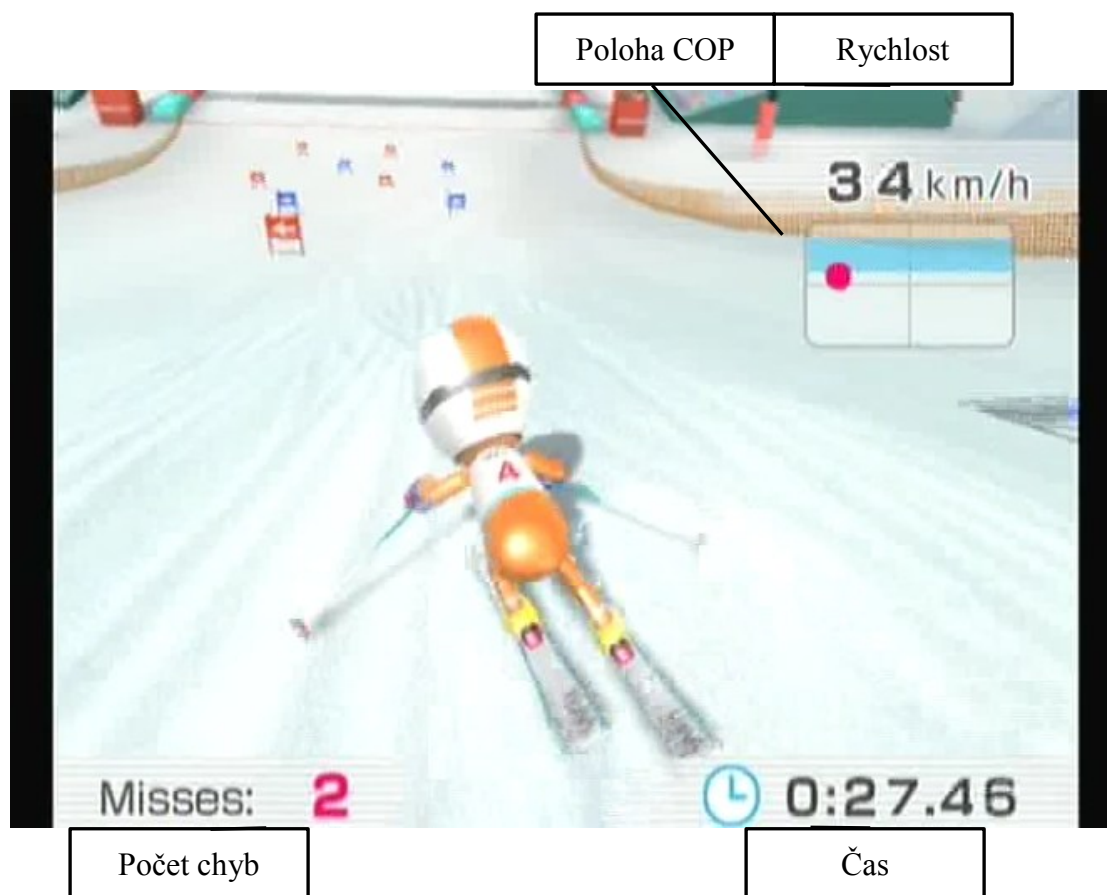
Pacienti s nespecifickými bolestmi bederní páteře mají narušenou stabilitu stoje [36], [37], [40] a [41]. Některé důkazy naznačují, že lidé se špatnou posturální stabilitou mají zvýšené riziko LBP [37]. Intervence pomocí biologické zpětné vazby má významný vliv na stabilitu stoje u různých skupin populace (zdravých i nemocných) [16], [42–48].

Předpokládáme, že špatná stabilita je prediktorem bolestí bederní páteře, a že tedy intervence ve formě biologické zpětné vazby, která má za cíl zlepšit stabilitu stoje, zároveň sníží bolesti bederní páteře.

Zvolili jsme běžně předepisovanou intenzitu terapie, tj. deset terapií, každou trvající třicet minut, tak aby mohla být terapie dobře aplikována v běžné ambulanci praxi.

2.1 Popis terapie

Pacienti absolvovali terapii prostřednictvím Nintendo Wii Fit Plus, konkrétně hry: simulace slalomu. Ta obsahuje devatenáct branek, které jsou při všech jízdách stejně umístěné. Proband vidí svou reprezentaci postavičkou na televizní obrazovce, stejně jako lyžařskou trať. V dolní části obrazovky je zobrazen čas a počet minutých branek, v pravé horní části obrazovky je informace o COP v podobě červeného bodu v obdelníkovém poli a údaj o rychlosti (obr. 3). Pokud se červený bod reprezentující COP dostane do modrého pruhu vyznačeného v obdelníku, postavička zrychluje (příloha 2). Cílem probandů je projet trať co nejrychleji s co nejmenším počtem minutých branek. Při provádění simulace slalomu stojí proband na Wii Balance Board, sleduje televizní obrazovku a ovládá postavičku pomocí přenášení váhy, přičemž platí, že pokud přenesení váhu vpravo, postavička zatočí vpravo, a opačně (příloha 3 – CD). Po každých šesti slalomech následuje odpočinek dlouhý šedesát sekund. Mezi jednotlivými jízdami jsou krátké přestávky (5 až 10 sekund) způsobené opakovaným spuštěním simulace slalomu.



Obrázek 3 – Obrazovka ze hry simulace slalomu

3 CÍLE

Cílem této diplomové práce je zjistit, zda má nácvik stability stoje na silové plošině s poskytnutím biologické zpětné vazby vliv na snížení bolestivosti u pacientů s nespecifickými bolestmi bederní páteře a na zlepšení jejich stability. Dalším cílem je také zjistit, zda se liší uvědomování si vnitřní zpětné vazby v závislosti na poskytování zevní zpětné vazby a znalosti výsledků a jakým způsobem se v závislosti na zevní zpětné vazbě snižuje bolestivost a zlepšuje stabilita stoje.

4 HYPOTÉZY

Stanovili jsme následující hypotézy, které byly testovány na hladině statistické významnosti $p \leq 0,05$:

Hypotéza 1

H₀: Simulace slalomu na Wii Balance Board nemá vliv na nespecifické bolesti zad v porovnání s běžnou rehabilitací.

H₁: Simulace slalomu na Wii Balance Board snižuje nespecifické bolesti zad v porovnání s běžnou rehabilitací.

H₂: Simulace slalomu na Wii Balance Board zvyšuje nespecifické bolesti zad v porovnání s běžnou rehabilitací.

Hypotéza 2

H₀: Simulace slalomu na Wii Balance Board nemá vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

H₁: Simulace slalomu na Wii Balance Board má pozitivní vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

H₂: Simulace slalomu na Wii Balance Board má negativní vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

Hypotéza 3

H₀: Zevní zpětná vazba nemá vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

H₁: Zevní zpětná vazba má negativní vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

H₂: Zevní zpětná vazba má pozitivní vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

Hypotéza 4

H₀: Zevní zpětná vazba nemá vliv na snížení nespecifických bolestí zad.

H₁: Zevní zpětná vazba má negativní vliv na snížení nespecifických bolestí zad.

H₂: Zevní zpětná vazba má pozitivní vliv na snížení nespecifických bolestí zad.

Hypotéza 5

H₀: Není rozdíl v používání vnitřní zpětné vazby u probandů s poskytnutou zevní zpětnou vazbou a bez zevní zpětné vazby.

H₁: Probandi s poskytnutou zevní zpětnou vazbou využívají méně vnitřní zpětné vazby.

H₂: Probandi s poskytnutou zevní zpětnou vazbou využívají více vnitřní zpětné vazby.

Alternativní hypotézy H₁ a H₂ jsou uvedeny takto: hypotéza H₁ je hypotéza, u které předpokládáme její potvrzení. Hypotéza H₂ představuje opak našeho předpokladu a je zahrnuta pro úplnost předkládaných výsledků.

4.1 Zdůvodnění alternativních hypotéz H₁

Předpokládáme, že zhoršená stabilita je prediktorem bolestí bederní páteře, a že tedy intervence ve formě biologické zpětné vazby, která má za cíl zlepšit stabilitu stoje, zároveň sníží bolesti bederní páteře. Proto předpokládáme potvrzení alternativní hypotézy: simulace slalomu na Wii Balance Board snižuje nespecifické bolesti zad v porovnání s běžnou rehabilitací.

Vycházíme z původních studií různých autorů, u kterých se prokázal pozitivní vliv vizuální, případně multimodální, biologické zpětné vazby na stabilitu stoje u pacientů s různými diagnózami [16,42–48]. Předpokládáme tedy potvrzení hypotézy: simulace slalomu na Wii Balance Board má pozitivní vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

Výzkum ukazuje, že relativně nízká frekvence poskytování zpětné vazby posiluje učení [4]. Kontinuální zpětná vazba zvyšuje výkon během tréninku, kdy proband dostává zpětnou vazbu, ale nepřispívá k učení a může jej dokonce zhoršit [23]. Proto předpokládáme, že přidaná zevní zpětná vazba má negativní vliv na zlepšení

stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad a také negativní vliv na snížení jejich bolestí.

Vycházíme ze studie Andersona et al., která prokázala, že skupina s menším množstvím přidané zevní zpětné vazby se více spoléhala na vnitřní zpětnou vazbu a využívala více jejích zdrojů [24]. Proto předpokládáme, že probandi s poskytnutou zevní zpětnou vazbou využívají méně vnitřní zpětné vazby.

5 METODIKA

5.1 Soubor probandů

5.1.1 Kritéria výběru

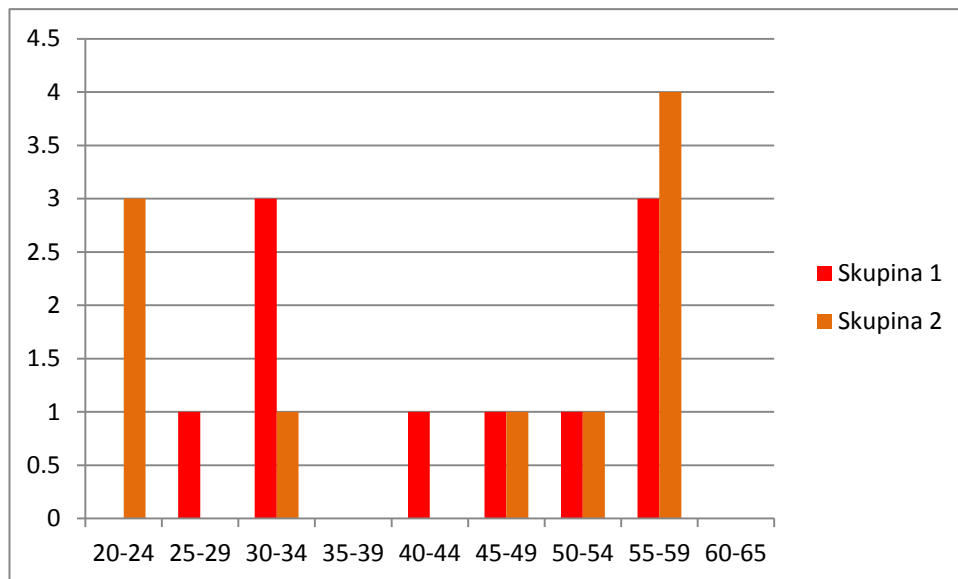
Pro zařazení do souboru probandů musela být splněna následující kritéria: Pacient trpěl nespecifickými bolestmi dolní části zad, věk 18 – 65 let. U všech probandů byla vyloučena polyneuropatie, vestibulární a mozečkový syndrom a kořenové dráždění. Vyšetření k vyloučení těchto onemocnění bylo provedeno klinickými testy: polohocit, pohybecit, vibrační cití, taktilní cití, stoj I-III, chůze, Rombergova a Unterbergerova zkouška. Toto vyšetření prováděl zkušený neurolog.

5.1.2 Charakteristika souboru

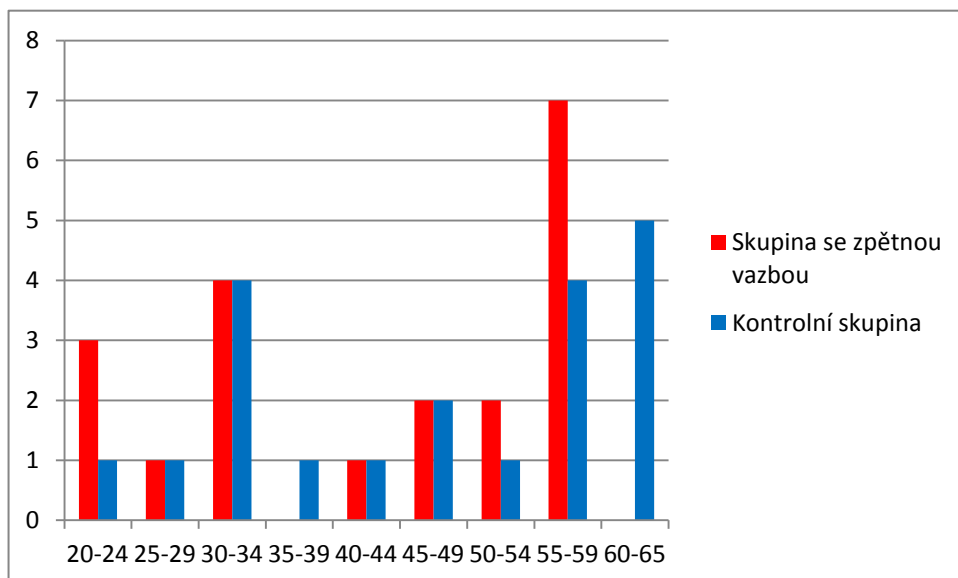
Průměrný věk souboru v první skupině byl $43,6 \pm 11,7$; ve druhé skupině 43 ± 16 a ve třetí skupině $47,2 \pm 14,22$. Skupina se zpětnou vazbou byla rozdělena na dvě skupiny, první a druhou. V každé bylo deset probandů. Ve třetí skupině bylo dvacet probandů. Celkový věk souboru se pohyboval od 22 do 64 let (tabulka 1). Rozložení je patrné z obrázků 4 a 5.

	skupina 1	skupina 2	skupina 3
počet probandů	10	10	20
Věk	$43,6 \pm 11,7$	43 ± 16	$47,2 \pm 14,22$
muži/ženy	2/8	4/6	8/12

Tabulka 1 – Charakteristika souboru



Obrázek 4 – Věkové rozložení první a druhé skupiny



Obrázek 5 – Věkové rozložení skupiny se zpětnou vazbou a kontrolní skupiny

5.2 Sledované znaky a jejich měření

5.2.1 Testy stability

Měření bylo prováděno na Wii Balance Board snímáním hodnot tlaku z každého ze čtyř samostatných tlakových snímačů pomocí speciálně vyvinutého počítačového programu. Tento program byl instalován na notebooku a komunikoval s Wii Balance Board prostřednictvím rozhraní BlueTooth. Program do textového souboru zaznamenával hodnoty z jednotlivých tlakových snímačů po dobu 20 sekund při počtu

vzorků 40 za jednu sekundu (s náhodným rozestupem). Tyto výsledky byly následně počítačově zpracovány programem MATLAB.

Probandi prováděli následující testy: stoj spatný s rukama překříženými na hrudníku s otevřenými očima (OO), stoj spatný s rukama překříženými na hrudníku a zavřenými očima (ZO), dále pak stoj na pravé dolní končetině (PDK) a na levé dolní končetině (LDK) s otevřenými očima. Posledním testem byl tandemový stoj (TA) (obr. 6). Všechny tyto testy byly prováděny při první a poslední návštěvě. Při každé návštěvě byl prováděn test stoje v tandemu. Každý test trval dvacet sekund.



Obrázek 6 – Stoj s otevřenými a zavřenými očima, na pravé a levé noze, tandemový stoj (zleva)

5.2.1.1 Sledované parametry

U výše uvedených testů jsme sledovali tyto parametry: průměrná vzdálenost COP (mean distance, MD), průměrná vzdálenost COP v antero-posteriorním směru (mean distance antero-posterior, MD-AP), průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru (mean distance medio-lateralis, MD-ML), střední kvadratickou odchylku COP (root mean square, RMS), střední kvadratickou odchylku COP v antero-posteriorním směru (root mean square antero-posterior, RMS-AP), střední kvadratickou odchylku COP v medio-laterálním směru (root mean square medio-lateralis, RMS-ML), oblast výchylky COP (sway area, SW), průměrnou rychlost COP (mean velocity, MV) a střední kvadratickou odchylku rychlosti COP (root mean square velocity, RMSvel).

- *Průměrná vzdálenost* je definována jako průměrná vzdálenost jednotlivých naměřených COP od středu COP, její jednotkou jsou metry, resp. milimetry.
- *Střední kvadratickou odchylku vzdálenosti COP* lze definovat jako střední kvadratickou odchylku hodnot COP za jedno měření (20 sekund), její jednotkou jsou metry, resp. milimetry.
- *Průměrná rychlost pohybu COP* standardizuje rychlost celkových exkurzí za jedno měření, jednotkou jsou metry za sekundu (milimetry za sekundu).
- *Oblast výchylky* je získána sčítáním trojúhelníků tvořených dvěma po sobě jdoucími body COP a střední hodnotou COP, jednotkou je metr čtvereční (milimetr čtvereční) [52].

Pro hypotézu 2 jsme u každého z těchto parametrů sledovali změnu mezi první a poslední návštěvou. Pro hypotézu 3 jsme porovnávali relativní změnu stability vyjádřenou v procentech vzhledem k původní naměřené hodnotě mezi skupinami 1 a 2.

5.2.2 Bolest

Sledovali jsme intenzitu bolesti pomocí restandardizované české verze Krátké formy dotazníku bolesti McGillovy univerzity (Short Form McGill Pain Questionary, SF-MPQ) [53], [54], rozšířené o sledování celkového životního pocitu, intenzity bolesti, nepříjemnosti bolesti a trvání bolesti pomocí 100milimetrových úseček, na které probandi zaznamenávali intenzitu bolesti, nepříjemnost bolesti, celkový životní pocit a trvání bolesti (příloha 4). Tento dotazník probandi vyplnili při první a poslední návštěvě.

Pomocí SF-MPQ měříme bolest, hodnotíme senzoricke komponentu (prvních jedenáct položek) a afektivní komponentu (poslední čtyři položky). Tento test jsme zvolili, protože SF-MPQ vysoce citlivě zachycuje efekt léčby [53]. Hodnotili jsme relativní zlepšení: rozdíl bodů při první a poslední návštěvě v poměru k maximální možné hodnotě, což je pro senzoricke komponentu 33 bodů a pro afektivní komponentu 12 bodů.

Na úsečkách hodnotíme vzdálenost bodu vyznačeného probandem od levého okraje přímky v milimetrech. Pro stanovení zlepšení nebo zhoršení vlivem terapie

sledujeme rozdíl těchto hodnot, resp. jejich relativní změnu v procentech vzhledem k hodnotě z měření před první terapií.

5.2.3 Vnitřní zpětná vazba

Při zjišťování tohoto znaku nás zajímalo, kolik a které z mechanismů vnitřní zpětné vazby proband využívá. Probandi po každé návštěvě vyplnili dotazník vnitřní zpětné vazby (příloha 5). Měření bylo provedeno součtem počtu kladných odpovědí u jednotlivých mechanismů. Počet kladných odpovědí za všech 10 návštěv byl následně procentuálně vyjádřen. Výsledky byly porovnávány mezi skupinami 1 a 2.

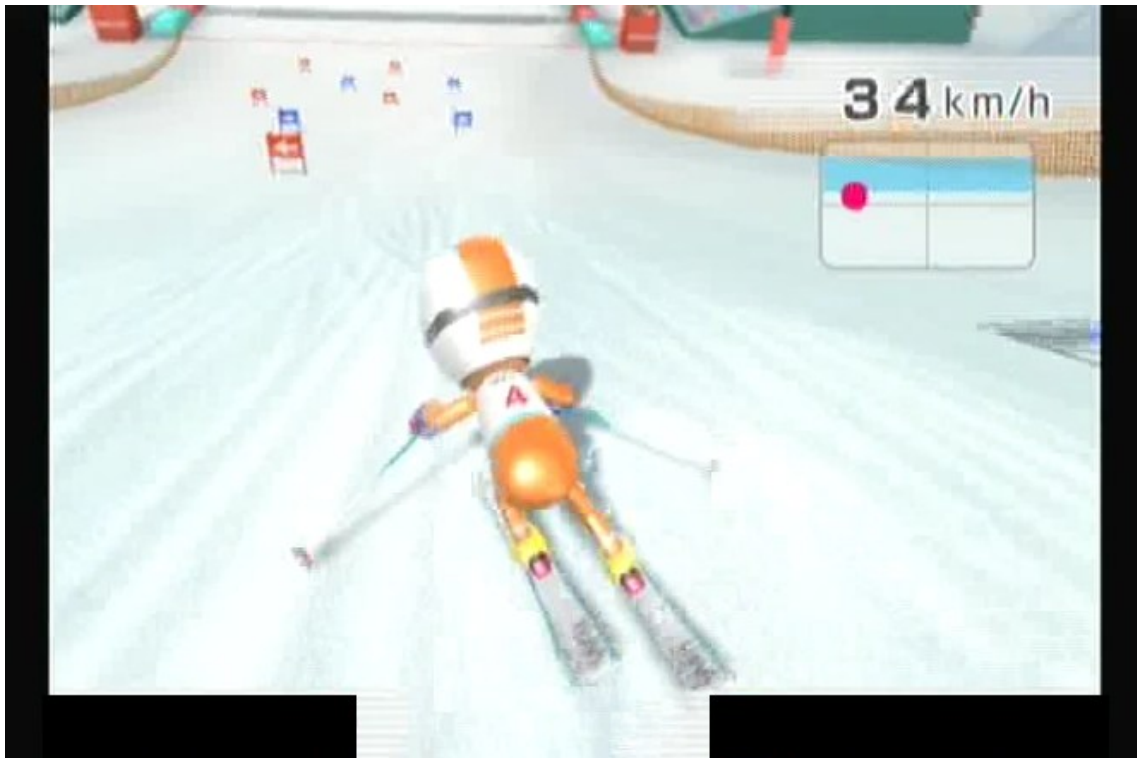
5.3 Skupiny

5.3.1 Zařazení do skupin

Probandi zařazení do první a druhé skupiny byli vybíráni z rehabilitační ambulance MUDr. Zuzany Šírové a MUDr. Jana Čeklovského a metodou náhodného výběru rozřazováni do dvou skupin. Náhodný výběr probíhal podle pořadí pacientů: liché probandy jsme zařadili do první skupiny, sudé probandy do druhé skupiny. Probandi z první a druhé skupiny podepsali informovaný souhlas se studií (příloha 6). Probandi ze třetí skupiny byli vybíráni podle vstupních kritérií z těchto pracovišť: Rehabilitace Budějovická, Galatea – Kosmonosy a Krajská nemocnice T. Bati. Pacienti ústně vyjádřili souhlas s použitím anonymních dotazníků pro účely této diplomové práce.

5.3.2 První skupina

První skupina probandů nedostávala zevní zpětnou vazbu při simulaci slalomu a neznala své celkové výsledky. Pro tuto skupinu jsme překryli dolní část obrazovky (informace o času a počtu minutých branek) pomocí černého kartonu (obr 7). Při zobrazování celkových výsledků jsme vypínali obrazový vstup do televizní obrazovky pomocí přepínače videosignálu. Informace o rychlosti a poloze COP byla všem probandům ponechána proto, aby zůstala zachována přehlednost trati.



Obrázek 7 – Zakrytá obrazovka

5.3.3 Druhá skupina

Probandi druhé skupiny dostávali zevní zpětnou vazbu v podobě průběžné informace o čase a počtu chyb a po ukončení jedné simulace slalomu také o době trvání simulace, konečném počtu chyb a o celkovém čase. Tuto zpětnou vazbu nazýváme jako přidanou zpětnou vazbu.

5.3.4 Třetí skupina

Třetí skupinu tvořili pacienti s konvenční fyzioterapeutickou léčbou spočívající např. v analytickém posilování ochablých svalů a protahování zkrácených svalů, nácviku aktivace hlubokého stabilizačního systému páteře (DNS), reedukaci chybných pohybových stereotypů (korekce sedu, zvedání břemen, chůze, stoj a činnosti v zaměstnání), McKenzie metodě, Vojtově reflexní lokomoci a cvičení s prvky Tai-chi. Terapie byla vždy sestavována individuálně podle potřeb daného pacienta. Intenzita terapie byla shodná s intenzitou terapie skupin s biologickou zpětnou vazbou.

5.4 Rozvržení návštěv

Návštěvy probandů ze skupin 1 a 2 byly rozvrženy takto: Proband na první návštěvu přicházel vyšetřen a vždy splňoval výše uvedená kritéria, předem nebo při první návštěvě také odevzdal podepsaný informovaný souhlas. Následně vyplnil dotazník týkající se bolesti a poté jsme odebrali anamnézu. Při první návštěvě bylo provedeno měření testů stability a dvě simulace slalomu a výsledky byly zaznamenány. Po ukončení simulace slalomu proband vyplnil dotazník vnitřní zpětné vazby.

Při druhé až deváté návštěvě probandi nejdříve absolvovali test stability (tandemový stoj) a poté prováděli osmnáct tréninků slalomu se záznamem času, chyb a celkového času. Po skončení této terapie pacient vyplnil dotazník vnitřní zpětné vazby a vizuální analogovou škálu bolesti.

Desátá návštěva obsahovala testy stability, dvě simulace slalomu s vyplněním dotazníku vnitřní zpětné vazby. Následně proband opět vyplnil dotazník týkající se bolesti.

U probandů ze třetí skupiny návštěvy probíhaly tak, že pacienti před první terapií vyplnili dotazník týkající se bolesti a následně byla po všechny návštěvy prováděna běžná rehabilitace; po poslední terapii pacient opět vyplnil dotazník zjišťující úroveň bolesti.

5.5 Sběr dat

Sběr dat probíhal od 1. 12. 2010 do 7. 3. 2012 na pracovištích: MUDr. Zuzana Šírová, Rehabilitace Budějovická, Galatea Kosmonosy a Krajská nemocnice T. Bati.

5.6 Statistická analýza

Pro statistickou analýzu jsme použili Mann-Whitney test. Tento test patří do neparametrických metod a zvolili jsme jej, protože získané údaje nevyhovují svým rozdělením pro parametrické metody. Jedná se o neparametrickou analogii dvouvýběrového t-testu [55]. Testování probíhalo na hladině významnosti $p \leq 0,05$.

5.7 Použité vybavení

5.7.1 Hardwarové vybavení

5.7.1.1 Konzole Wii

Číslo modelu: RVL-001(EUR) [56]

Rozměry: 157mm x 215,4mm x 44mm [56]

Procesor: CPU: Procesor typu PowerPC od IBM, vyrobený 90 nm CMOS procesem, taktovaný na frekvenci 729* MHz; GPU: grafický procesor ATI s kódovým označením „Hollywood“ vyrobený 90 nm procesem, taktovaný na frekvenci 243 MHz [56]

Paměť: 88 MB operační paměti, z toho: 24 MB „interní“ 1T-SRAM určených pro grafiku, 64 MB „externí“ klasické GDDR3 SDRAM paměti, 3 MB paměti pro textury GPU, 512 MB vestavěné NAND flash paměti - rozšiřitelné pomocí SD paměťových karet. SD slot dovoluje používat SD karty (miniSD, microSD s příslušným adaptérem) až do kapacity 2GB (4 GB) [56]

Porty a ostatní rozšíření: Možnost připojení 4 snímačů (připojené bezdrátově přes Bluetooth), Slot na SD karty, Mitsumi DWM-W004 WiFi 802.11b integrovaný bezdrátový modul, USB 2.0 porty (2x) - kompatibilní s přídavným USB 2.0 → Ethernet LAN adaptérem [56]

Diskové mechaniky: Štěrbínová DVD mechanika pro 8 cm a 12 cm optické disky [56]

Video: Grafický čip - „Hollywood“ od kanadské společnosti ATI, Paměť 88 MB GDDR3, Rozlišení 480p (PAL/NTSC) nebo 576i (PAL/SECAM), standardně 4:3 a 16:9 širokoúhle, Component (včetně progresivního řádkování), RGB SCART (pouze pro PAL), S-Video (pouze NTSC), kompozitní výstup, CINCH nebo D-Terminal [56]

Audio: Stereo - podpora formátu Dolby Pro Logic II, Vestavěný reproduktor [56]

5.7.1.2 Wii Balance Board

Jedná se o silovou plošinu se čtyřmi tlakovými senzory umístěnými v rozích.

Napájení: 4 AA baterie

Komunikace: bluetooth verze 1.2

Nosnost: 150 kg

Provozní teplota: 10 – 40°C

Rozměry: 511mm x 316mm x 53mm [57]

5.7.1.3 Stříhová karta LEADTEK WinFast VC100 U Video Editor

Jedná se o externí stříhovou kartu s funkcí automatické detekce scény. K počítači se připojuje pomocí rozhraní USB 2.0. Součástí je software ArcSoft ShowBiz DVD 2 pro úpravu videa. Má také funkce připojení externího videozařízení pomocí S-Video rozhraní nebo kompozitního videa a stereo audio vstupu [58].

5.7.1.4 Notebook Acer Extensa 5635G

Procesor: Intel core 2 duo processor T6600 (2,2 GHz, 800 MHz FPB)

Grafická karta: NVIDIA GeForce G105M Up to 2303MB TurboCache

Displej: 15,6“ HD (1366x768) LED LCD

RAM: 4GB

HDD: 500GB Hitachi HTS545050B9A300

Bluetooth: ANATEL Foxconn BCM92046

5.7.1.5 Další vybavení

TELEVIZNÍ OBRAZOVKA

- Watson FA3629/B

- Úhlopříčka 37 cm
- CRT

PŘEPÍNAČ VIDEOSIGNÁLU

5.7.2 Software

5.7.2.1 Windows

MS Windows 7 Home Premium (64 bitů)

Verze 6.1.7600 [59]

5.7.2.2 MS Office

Microsoft Office 2010 pro studenty a domácnosti

Verze:14.0.5128.5000 (64 bitová verze) [60]

5.7.2.3 WiiFit Balance Board Stereo

Fromin s.r.o. 2008

Verze 1.0.0.0 [61]

5.7.2.4 Software stříhové karty

ArcSoft, Dolby Laboratories

ShowBiz DVD version 2 [62]

5.7.2.5 Software Wii

Nintendo WiiFit Plus

Verze 4.3E

Ski Slalom [63]

5.7.2.6 Statistický nástroj

Pro statistické vyhodnocení jsme použili statistický nástroj VassarStats, který online umožňuje statistické výpočty [64].

6 VÝSLEDKY

6.1 Hypotéza 1

H₀: Simulace slalomu na Wii Balance Board nemá vliv na nespecifické bolesti zad v porovnání s běžnou rehabilitací.

H₁: Simulace slalomu na Wii Balance Board snižuje nespecifické bolesti zad v porovnání s běžnou rehabilitací.

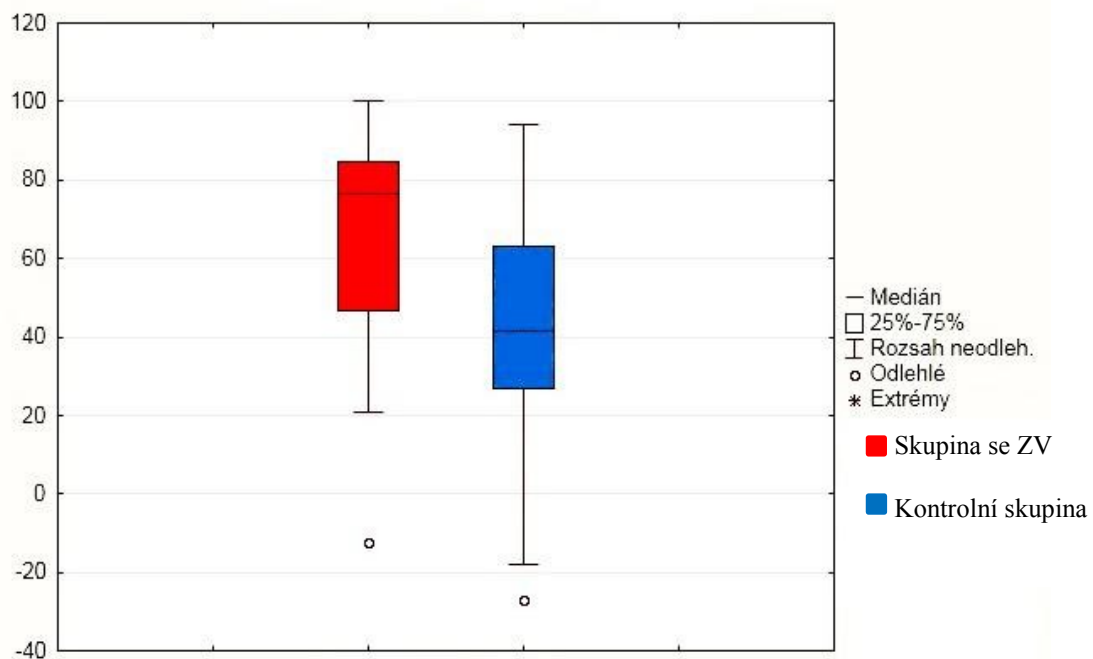
H₂: Simulace slalomu na Wii Balance Board zvyšuje nespecifické bolesti zad v porovnání s běžnou rehabilitací.

6.1.1 Intenzita bolesti

Průměrné snížení intenzity bolesti u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou je: 66,17, u skupiny s běžnou rehabilitací je 39,31 (tabulka 2). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,0044$. Snížení intenzity bolesti je u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou statisticky významně větší v porovnání s kontrolní skupinou (obr. 8). Nulová hypotéza je tedy vyvrácena a platí hypotéza H₁.

	Skupina se zpětnou vazbou	Kontrolní skupina
Nejnižší hodnota	-12,5	-27,14
Nejvyšší hodnota	100	93,98
Průměr	66,17	39,31
Medián	76,3	41,67

Tabulka 2 – Snížení intenzity bolesti v procentech



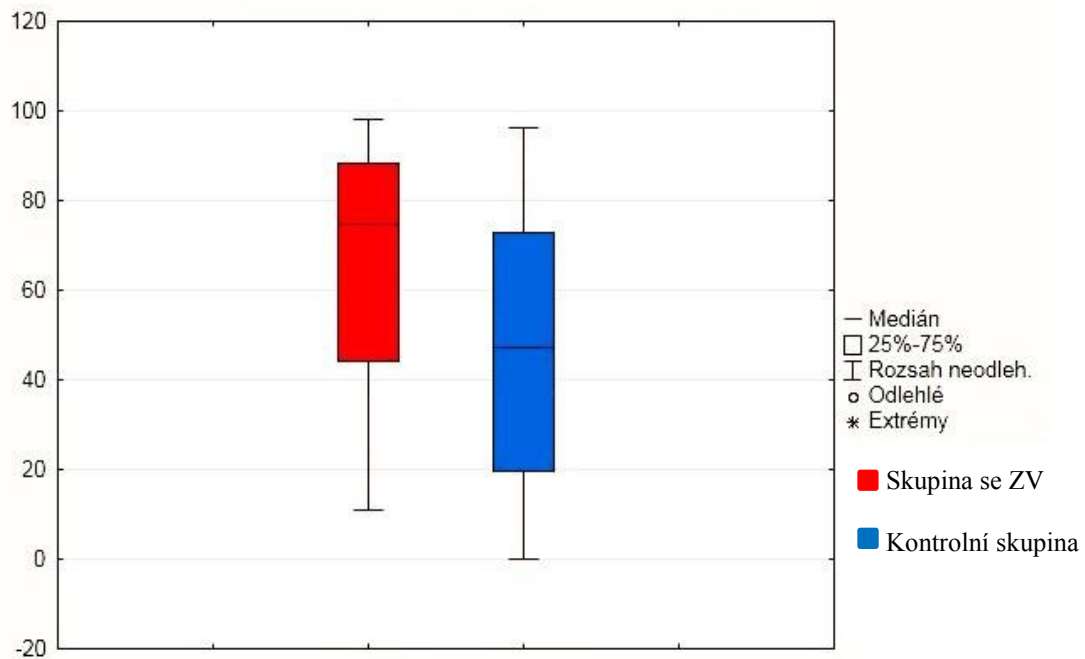
Obrázek 8 – Snížení intenzity bolesti

6.1.2 Nepříjemnost bolesti

Průměrné snížení nepříjemnosti bolesti u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou je: 66,50, u skupiny s běžnou rehabilitací je 48,41 (tabulka 3). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,0233$. Snížení nepříjemnosti bolesti je u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou statisticky významně větší v porovnání s kontrolní skupinou (obr. 9). Nulová hypotéza je tedy vyvrácena a platí hypotéza H_1 .

	Skupina se zpětnou vazbou	Kontrolní skupina
Nejnižší hodnota	10,96	0
Nejvyšší hodnota	98,15	96,42
Průměr	66,5	48,40
Medián	74,67	47,38

Tabulka 3 - Snížení nepříjemnosti bolesti v procentech



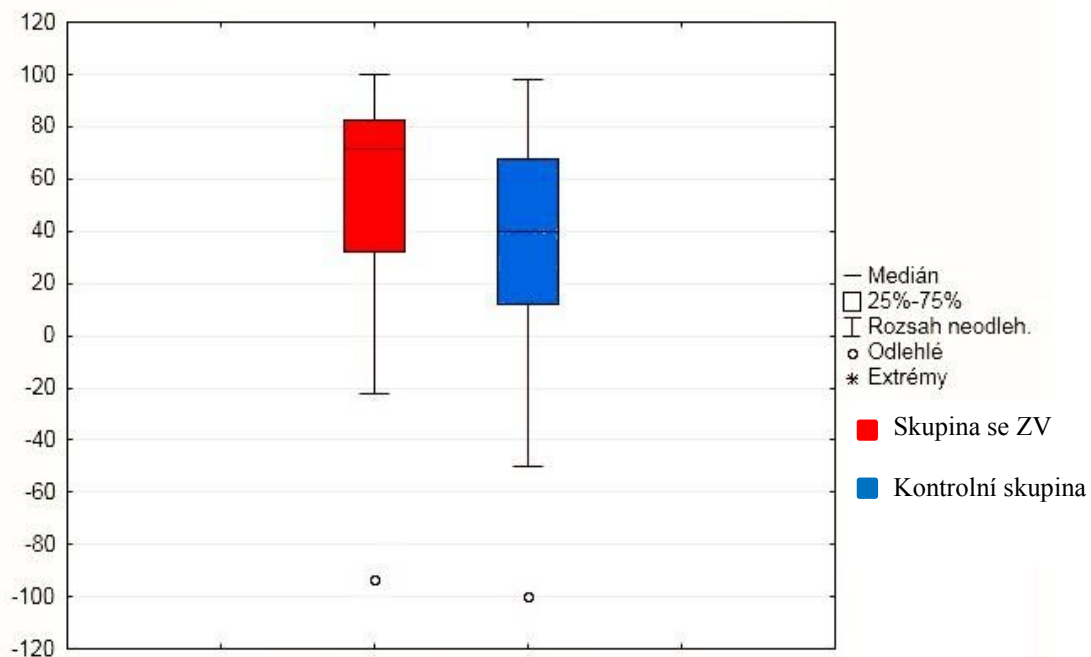
Obrázek 9 – Snížení nepříjemnosti bolesti

6.1.3 Celkový životní pocit

Průměrné zlepšení celkového životního pocitu u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou je: 51,03, u skupiny s běžnou rehabilitací je 35,03 (tabulka 4). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,063$. Zlepšení celkového životního pocitu je u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou statisticky nevýznamně vyšší v porovnání s kontrolní skupinou (obr 10). Nulovou hypotézu nelze zamítnout.

	Skupina se zpětnou vazbou	Kontrolní skupina
Nejnižší hodnota	-93,33	-100
Nejvyšší hodnota	100	97,96
Průměr	51,02	35,03
Medián	71,76	39,81

Tabulka 4 – Zlepšení celkového životního pocitu v procentech



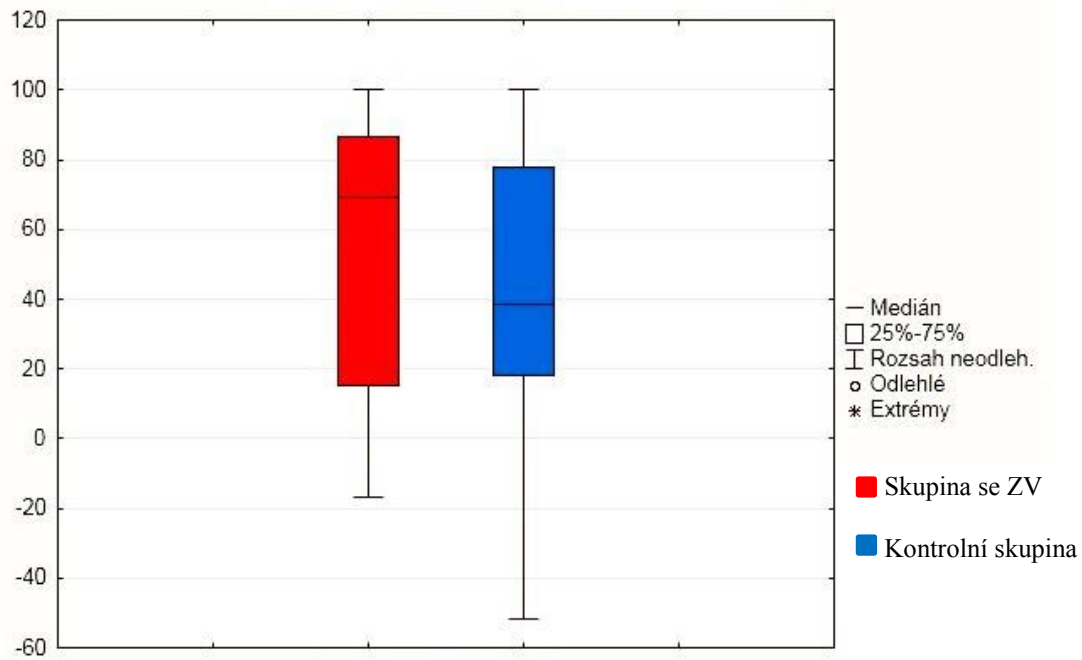
Obrázek 10 – Zlepšení celkového životního pocitu

6.1.4 Trvání bolesti

Průměrné snížení trvání bolesti u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou je: 53,67, u skupiny s běžnou rehabilitací je 42,45 (tabulka 5). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,21$, tj. snížení trvání bolesti je u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou statisticky nevýznamně vyšší v porovnání s kontrolní skupinou (obr. 11). Nulovou hypotézu nelze vyvrátit.

	Skupina se zpětnou vazbou	Kontrolní skupina
Nejnižší hodnota	-16,67	-51,72
Nejvyšší hodnota	100	100
Průměr	53,67	42,45
Medián	68,87	38,76

Tabulka 5 – Snížení trvání bolesti v procentech



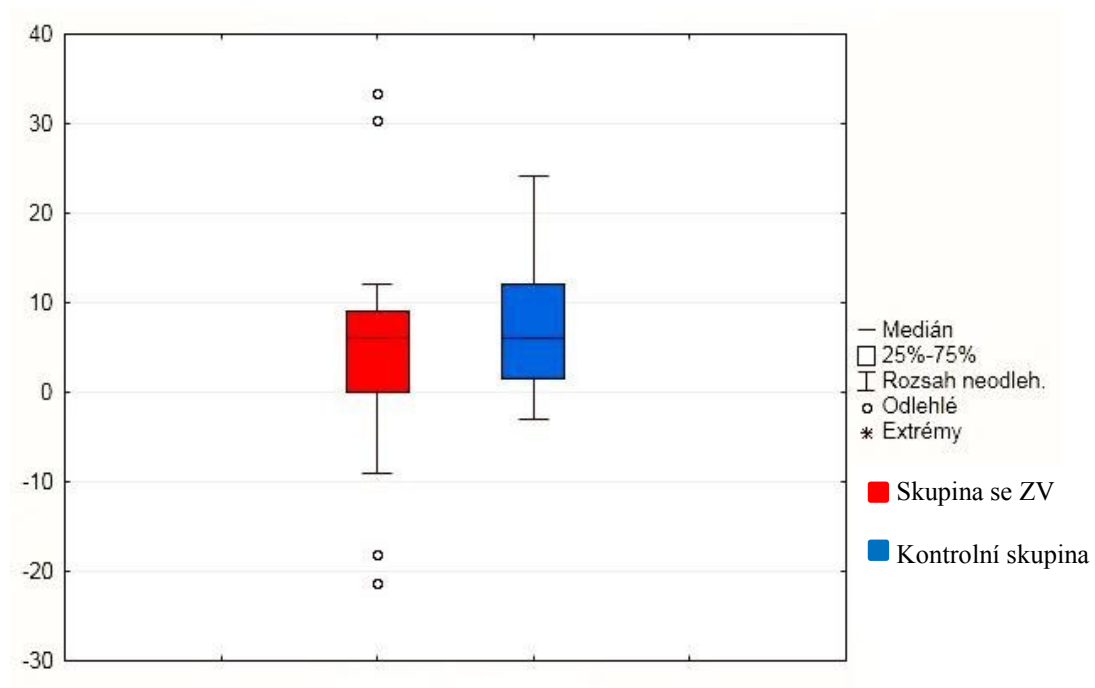
Obrázek 11 – snížení trvání bolesti

6.1.5 SF-MPQ – SENZORICKÁ SLOŽKA

Průměrné snížení senzorické složky bolesti dle krátké formy dotazníku bolesti McGillovy univerzity u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou je: 4,85, u skupiny s běžnou rehabilitací je 7,42 (tabulka 6). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,24$. Snížení senzorické složky bolesti u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou je statisticky nevýznamně nižší v porovnání s kontrolní skupinou (obr. 12). Nulovou hypotézu nelze zamítnout.

	Skupina se zpětnou vazbou	Kontrolní skupina
Nejnižší hodnota	-21,21	-3,03
Nejvyšší hodnota	33,3	24,24
Průměr	4,85	7,42
Medián	6,06	6,06

Tabulka 6 – Snížení senzorické složky SF-MPQ v procentech



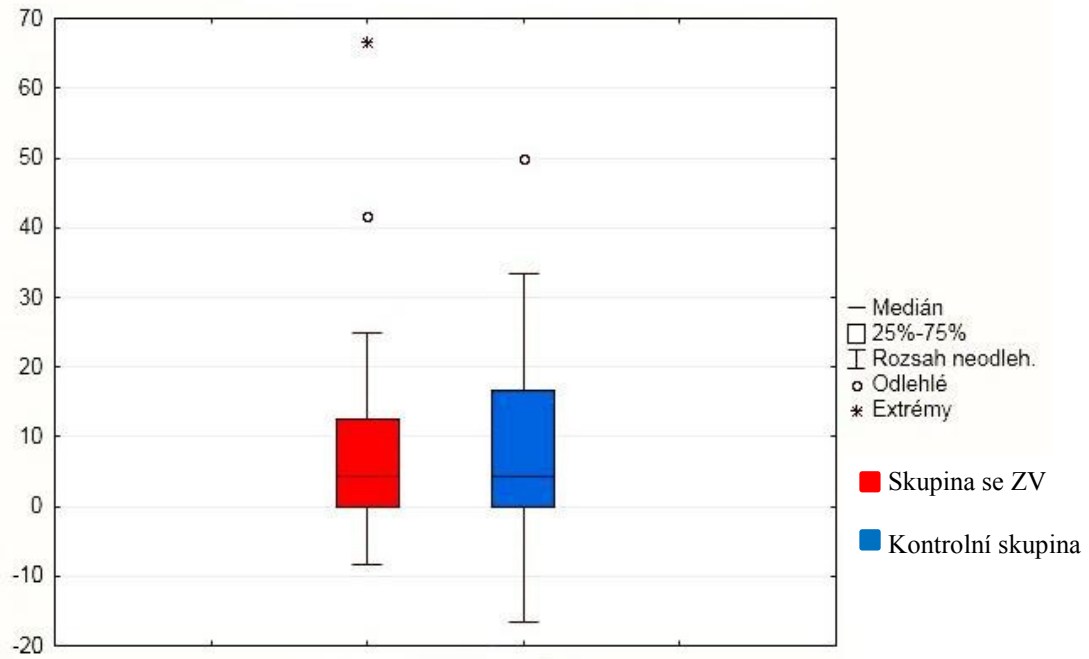
Obrázek 12 – Snížení senzorké komponenty SF-MPQ

6.1.6 SF-MPQ – AFEKTIVNÍ SLOŽKA

Průměrné snížení afektivní složky bolesti dle krátké formy dotazníku bolesti McGillovy univerzity u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou je: 10,83, u skupiny s běžnou rehabilitací je 8,75 (tabulka 7). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,49$. Snížení afektivní složky bolesti u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou je statisticky nevýznamně větší v porovnání s kontrolní skupinou (obr. 13). Nulovou hypotézu nelze zamítnout.

	Skupina se zpětnou vazbou	Kontrolní skupina
Nejnižší hodnota	-8,33	-16,67
Nejvyšší hodnota	66,67	50
Průměr	10,83	8,75
Medián	4,17	4,17

Tabulka 7 – Snížení afektivní složky SF-MPQ v procentech



Obrázek 13 – Snížení afektivní komponenty SF-MPQ

6.2 Hypotéza 2

H_0 : Simulace slalomu na Wii Balance Board nemá vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

H_1 : Simulace slalomu na Wii Balance Board má pozitivní vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

H_2 : Simulace slalomu na Wii Balance Board má negativní vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

6.2.1 Průměrná vzdálenost COP

Statistické výsledky pro parametr průměrné vzdálenosti COP uvádí tabulka 8. Pro parametr průměrná vzdálenost nelze v žádném z posturálních testů zamítnout nulovou hypotézu.

	před první terapií	po poslední terapii	p-value
stoj OO	5,99	5,60	p= 0,48
stoj ZO	9,16	7,77	p=0,1
stoj na PDK	7,65	9,52	p=0,13
stoj na LDK	7,92	8,27	p=0,15
tandemový stoj	19,53	27,18	p=0,07

Tabulka 8 – Průměrná vzdálenost COP

6.2.2 Průměrná vzdálenost COP v antero-posteriorním směru

Statistické výsledky pro parametr průměrné vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru uvádí tabulka 9. Pro parametr průměrná vzdálenost COP v antero-posteriorním směru je v testu stoje s otevřenými očima nulová hypotéza vyvrácena a platí hypotéza H_2 . Pro ostatní testy nelze nulovou hypotézu vyvrátit.

	před první terapií	po poslední terapii	p-value
stoj OO	3,56	3,93	p=0,05
stoj ZO	6,23	5,58	p=0,19
stoj na PDK	5,14	6,25	p=0,14
stoj na LDK	5,17	5,52	p=0,12
tandemový stoj	15,98	23,35	p=0,07

Tabulka 9 – Průměrná vzdálenost COP v antero-posteriorním směru

6.2.3 Průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru

Statistické výsledky pro parametr průměrné vzdálenosti COP v medio-laterálním směru uvádí tabulka 10. Pro tento parametr nelze v žádném z posturálních testů zamítnout nulovou hypotézu.

	před první terapií	po poslední terapii	p-value
stoj OO	3,92	3,11	p=0,07
stoj ZO	5,33	4,13	p=0,08
stoj na PDK	4,57	5,80	p=0,16
Stoj na LDK	4,90	4,96	p=0,47
tandemový stoj	8,60	11,50	p=0,06

Tabulka 10 – Průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru

6.2.4 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP

Statistické výsledky pro parametr střední kvadratické odchylky vzdálenosti COP uvádí tabulka 11. Pro tento parametr nelze v žádném z posturálních testů zamítnout nulovou hypotézu.

	před první terapií	po poslední terapii	p-value
stoj OO	6,1	6,1	p=0,5
stoj ZO	10,1	8,1	p=0,11
stoj na PDK	8,1	12,1	p=0,12
stoj na LDK	9,1	9,1	p=0,12
tandemový stoj	22,1	30,1	p=0,06

Tabulka 11 – Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP

6.2.5 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru

Statistické výsledky pro parametr střední kvadratické odchylky vzdálenosti COP v medio-laterálním směru uvádí tabulka 12. Pro tento parametr lze pro posturální test stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima nulovou hypotézu zamítnout a platí hypotéza H_1 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout.

	před první terapií	po poslední terapii	p-value
stoj OO	4,1	3,1	p=0,05
stoj ZO	6,1	5,1	p=0,07
stoj na PDK	5,1	8,1	p=0,2
stoj na LDK	6,1	6,1	p=0,28
tandemový stoj	10,1	13,1	p=0,06

Tabulka 12 – Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v medio-laterálním směru

6.2.6 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru

Statistické výsledky pro parametr střední kvadratické odchylky vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru uvádí tabulka 13, pro tento parametr nelze v žádném z posturálních testů zamítnout nulovou hypotézu.

	před první terapií	po poslední terapii	p-value
stoj OO	4,1	4,1	p=0,15
stoj ZO	7,1	6,1	p=0,21
stoj na PDK	6,1	8,1	p=0,13
stoj na LDK	6,1	7,1	p=0,12
tandemový stoj	18,1	27,1	p=0,08

Tabulka 13 – Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru

6.2.7 Oblast výchylky COP

Statistické výsledky pro parametr oblast výchylky COP uvádí tabulka 14, pro tento parametr lze v posturálním testu tandemový stoj vyvrátit nulovou hypotézu a potvrdit hypotézu H_2 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout.

	před první terapií	po poslední terapii	p-value
stoj OO	38,20	33,01	p=0,08
stoj ZO	78,12	66,46	p=0,12
stoj na PDK	108,6	192,40	p=0,16
stoj na LDK	115,21	135,06	p=0,18
tandemový stoj	2090,37	2968,45	p=0,04

Tabulka 14 – Oblast výchylky

6.2.8 Průměrná rychlost COP

Statistické výsledky pro parametr střední kvadratické odchylky vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru uvádí tabulka 15, pro tento parametr lze v posturálním testu tandemový stoj vyvrátit nulovou hypotézu a potvrdit hypotézu H_2 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout.

	před první terapií	po poslední terapii	p-value
stoj OO	18,28	17,05	p=0,29
stoj ZO	26,34	25,28	p=0,23
stoj na PDK	41,34	48,82	p=0,26
stoj na LDK	40,86	43,21	p=0,42
tandemový stoj	622,93	943,72	p=0,05

Tabulka 15 – Průměrná rychlost COP

6.2.9 Střední kvadratická odchylka rychlosti COP

Statistické výsledky pro parametr střední kvadratické odchylky rychlosti COP v antero-posteriorním směru uvádí tabulka 16, pro tento parametr lze v posturálním testu tandemový stoj vyvrátit nulovou hypotézu a potvrdit hypotézu H_2 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout.

	před první terapií	po poslední terapii	p-value
stoj OO	29,1	22,36	p=0,28
stoj ZO	35,28	33,66	p=0,2
stoj na PDK	56,94	65,17	p=0,25
stoj na LDK	56,33	60,38	p=0,37
tandemový stoj	1008,15	1515,35	p=0,05

Tabulka 16 – Střední kvadratická odchylka rychlosti COP

6.3 Hypotéza 3

H_0 : Zevní zpětná vazba nemá vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

H_1 : Zevní zpětná vazba má negativní vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

H_2 : Zevní zpětná vazba má pozitivní vliv na zlepšení stability u pacientů s nespecifickými bolestmi zad.

Tabulky pro hodnocení změny počátečních a konečných hodnot v rámci jedné skupiny uvádíme pouze tam, kde dle Mann-Whitneyho testu je p-value menší nebo rovna 0,05.

6.3.1 Průměrná vzdálenost COP

Statistické výsledky pro parametr průměrné vzdálenosti COP ukazuje tabulka 17, pro tento parametr lze v posturálních testech stoj na obou dolních končetinách s otevřenými očima a se zavřenými očima vyvrátit nulovou hypotézu a potvrdit hypotézu H_1 . Pro posturální test stoj na levé dolní končetině je nulová hypotéza vyvrácena a platí hypotéza H_2 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout. Pro hodnoty ve skupině 1 je snížení hodnot ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima statisticky významné: $p=0,05$ (tabulka 18). Ve stoji na levé dolní končetině je zvýšení hodnot statisticky významné: $p=0,05$ (tabulka 19).

	skupina 1	skupina 2	p-value
stoj OO	16,50	-9,29	p=0,05
stoj ZO	24,73	4,99	p=0,04
stoj na PDK	-15,18	-2,61	p=0,28
stoj na LDK	-14,80	5,30	p=0,05
tandemový stoj	-33,30	-8,21	p=0,15

Tabulka 17 – Průměrná vzdálenost COP

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	4,99	2,57
Nejvyšší hodnota	19,27	18,78
Průměr	9,49	7,37
Medián	8,55	5,87

Tabulka 18 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	5,01	6,32
Nejvyšší hodnota	18,37	12,9
Průměr	8,15	9,26
Medián	7,01	9,36

Tabulka 19 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na levé dolní končetině

6.3.2 Průměrná vzdálenost COP v antero-posteriorním směru

Statistické výsledky pro parametr průměrná vzdálenost COP ve antero-posteriorním směru uvádí tabulka 20, pro tento parametr v posturálním testu stoj na levé dolní končetině zamítáme nulovou hypotézu a potvrzujeme hypotézu H_2 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout. Pro hodnoty ve skupině 1 je zvýšení hodnot ve stoji na levé dolní končetině statisticky významné: $p=0,01$ (tabulka 21). Pro hodnoty ve skupině 2 je zvýšení hodnot ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima statisticky významné: $p=0,03$ (tabulka 22).

	skupina 1	skupina 2	p-value
Stoj OO	2,11	-20,01	$p=0,17$
Stoj ZO	16,97	3,26	$p=0,21$
Stoj na PDK	-14,57	-3,91	$p=0,46$
Stoj na LDK	22,3	8,47	$p=0,02$
Tandemový stoj	-31,42	-8,51	$p=0,24$

Tabulka 20 – Průměrná vzdálenost COP v antero-posteriorním směru

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	3,41	3,56
Nejvyšší hodnota	12,85	9,98
Průměr	5,09	6,47
Medián	4,4	6,21

Tabulka 21 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na levé dolní končetině

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	2,01	2,89
Nejvyšší hodnota	7,29	8,5
Průměr	3,52	4,34
Medián	2,96	3,76

Tabulka 22 – Hodnoty skupiny 2 ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima

6.3.3 Průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru

Statistické výsledky pro parametr průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru uvádí tabulka 23, pro tento parametr lze v posturálních testech stoj na obou dolních končetinách s otevřenými očima a se zavřenými očima vyvrátit nulovou hypotézu a potvrdit hypotézu H_1 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu

zamítnout. Pro výsledky ve skupině 1 je zmenšení hodnot ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima: $p=0,01$ (tabulka 24) a se zavřenými očima statisticky významné: $p=0,05$ (tabulka 25).

	skupina 1	skupina 2	p-value
Stoj OO	30,77	-0,27	$p=0,05$
Stoj ZO	33,82	7,71	$p=0,04$
Stoj na PDK	-14,52	0,43	$p=0,21$
Stoj na LDK	-1,43	0,43	$p=0,37$
Tandemový stoj	-33	-8,08	$p=0,06$

Tabulka 23 – Průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	2,45	0,55
Nejvyšší hodnota	5,84	3,68
Průměr	3,74	2,38
Medián	3,39	2,37

Tabulka 24 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	3,2	0,43
Nejvyšší hodnota	10,61	9,69
Průměr	5,51	3,83
Medián	5,19	3,8

Tabulka 25 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima

6.3.4 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP

Statistické výsledky pro parametr střední kvadratické odchylky vzdálenosti COP uvádí tabulka 26, pro tento parametr lze v posturálních testech stoj na obou dolních končetinách s otevřenými očima a se zavřenými očima vyvrátit nulovou hypotézu a potvrdit hypotézu H_1 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout. Pro skupinu 1 je statisticky významné snížení hodnot ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima: $p=0,05$ (tabulka 27) a statisticky významné zvýšení hodnot ve stoji na pravé dolní končetině: $p=0,05$ (tabulka 28).

	skupina 1	skupina 2	p-value
Stoj OO	18,11	-14,53	p=0,02
Stoj ZO	23,68	3,98	p=0,03
Stoj na PDK	-18,3	-1,72	p=0,24
Stoj na LDK	-14,54	1,94	p=0,08
Tandemový stoj	-33,21	-9,79	p=0,15

Tabulka 26 – Střední kvadratická odchylka COP

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	5,62	3,33
Nejvyšší hodnota	21,96	20,93
Průměr	10,76	8,36
Medián	9,59	6,96

Tabulka 27 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	6,73	7,17
Nejvyšší hodnota	12,48	48,55
Průměr	8,74	14,86
Medián	8,3	9,81

Tabulka 28 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na pravé dolní končetině

6.3.5 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v medio-laterálním směru

Statistické výsledky pro parametr střední kvadratické odchylky vzdálenosti COP v medio-laterálním směru uvádí tabulka 29, pro tento parametr lze v posturálních testech stoj na obou dolních končetinách s otevřenými očima a se zavřenými očima vyvrátit nulovou hypotézu a potvrdit hypotézu H_1 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout. Pro skupinu 1 je statisticky významné snížení hodnot ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima: $p=0,01$ (tab. 30) i zavřenými očima: $p=0,03$ (tabulka 31).

	skupina 1	skupina 2	p-value
Stoj OO	33,87	-1,3	p=0,03
Stoj ZO	34,41	7,58	p=0,04
Stoj na PDK	-17,23	3	p=0,17
Stoj na LDK	-0,63	-4,94	p=0,42
Tandemový stoj	-30,74	-10,32	p=0,07

Tabulka 29 – Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v medio-laterálním směru

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	3,33	0,69
Nejvyšší hodnota	7,46	4,68
Průměr	4,84	2,3
Medián	4,33	2,95

Tabulka 30 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	4	0,6
Nejvyšší hodnota	12,85	11,73
Průměr	6,9	4,72
Medián	6,56	4,67

Tabulka 31 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima

6.3.6 Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru

Statistické výsledky pro parametr střední kvadratické odchylky vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru uvádí tabulka 32, pro tento parametr lze v posturálním testu stoj na levé dolní končetině vyvrátit nulovou hypotézu a potvrdit hypotézu H_2 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout. Pro skupinu 1 je statisticky významné zvýšení hodnot ve stoji na levé dolní končetině: $p=0,02$ (tabulka 33).

	skupina 1	skupina 2	p-value
Stoj OO	5,40	-14,32	p=0,14
Stoj ZO	16,41	0,85	p=0,07
Stoj na PDK	-13,89	-5,78	p=0,48
Stoj na LDK	-22,80	7,3	p=0,01
Tandemový stoj	-31,99	-11,40	p=0,17

Tabulka 32 – Střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v anterio-posteriorním směru

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	4,17	4,81
Nejvyšší hodnota	17,7	12,7
Průměr	6,76	8,48
Medián	5,64	8,58

Tabulka 33 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na levé dolní končetině

6.3.7 Oblast výchyly COP

Statistické výsledky pro parametr oblast výchyly COP uvádí tabulka 34, pro tento parametr lze v posturálních testech stoj na obou dolních končetinách s otevřenými očima a se zavřenými očima vyvrátit nulovou hypotézu a potvrdit hypotézu H_1 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout. Ve skupině 1 je statisticky významné zvýšení hodnot v tandemovém stoji: $p=0,05$ (tabulka 35).

	skupina 1	skupina 2	p-value
Stoj OO	25,57	-12,75	p=0,03
Stoj ZO	35,07	1,58	p=0,01
Stoj na PDK	-18,15	-3,26	p=0,28
Stoj na LDK	-16,53	1,73	p=0,09
Tandemový stoj	-50,39	-17,14	p=0,15

Tabulka 34 – Oblast výchyly COP

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	33,36	104,77
Nejvyšší hodnota	11249,02	9997,51
Průměr	2541,67	3780,21
Medián	111,91	2612,69

Tabulka 35 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na levé dolní končetině

6.3.8 Průměrná rychlost COP

Statistické výsledky pro parametr průměrné rychlosti COP uvádí tabulka 36, pro tento parametr lze v posturálním testu stoj na obou dolních končetinách se zavřenými očima vyvrátit nulovou hypotézu a potvrdit hypotézu H_1 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout. Ve skupině 1 je statisticky významné snížení hodnot ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima: $p=0,04$ (tabulka 37).

	skupina 1	skupina 2	p-value
Stoj OO	14,06	-2,19	$p=0,06$
Stoj ZO	16,74	-6,60	$p=0,01$
Stoj na PDK	-5,24	-2,80	$p=0,37$
Stoj na LDK	-1,77	-5,22	$p=0,24$
Tandemový stoj	-37,74	-22,09	$p=0,37$

Tabulka 36 – Průměrná rychlost COP

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	16,27	12,39
Nejvyšší hodnota	43,64	49,58
Průměr	26,68	22,63
Medián	24,87	19,79

Tabulka 37 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima

6.3.9 Střední kvadratická odchylka rychlosti COP

Statistické výsledky pro parametr střední kvadratické odchylky vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru uvádí tabulka 38, pro tento parametr lze v posturálním testu stoj na obou dolních končetinách se zavřenými očima vyvrátit nulovou hypotézu a potvrdit hypotézu H_1 . Pro ostatní posturální testy nelze nulovou hypotézu zamítnout. Ve skupině 1 je statisticky významné snížení hodnot ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima: $p=0,03$ (tabulka 39).

	skupina 1	skupina 2	p-value
Stoj OO	17,55	2,04	$p=0,06$
Stoj ZO	20,45	-8,09	$p=0,01$
Stoj na PDK	-8,96	-0,69	$p=0,37$
Stoj na LDK	-1,99	-5,64	$p=0,28$
Tandemový stoj	-37,36	-19,52	$p=0,28$

Tabulka 38 – Střední kvadratická odchylka rychlosti COP

	Počáteční hodnoty	Konečné hodnoty
Nejnižší hodnota	20,25	14,96
Nejvyšší hodnota	55,67	68,52
Průměr	35,98	29,62
Medián	35,54	25,16

Tabulka 39 – Hodnoty skupiny 1 ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenýma očima

6.4 Hypotéza 4

H₀: Zevní zpětná vazba nemá vliv na snížení nespecifických bolestí zad.

H₁: Zevní zpětná vazba má negativní vliv na snížení nespecifických bolestí zad.

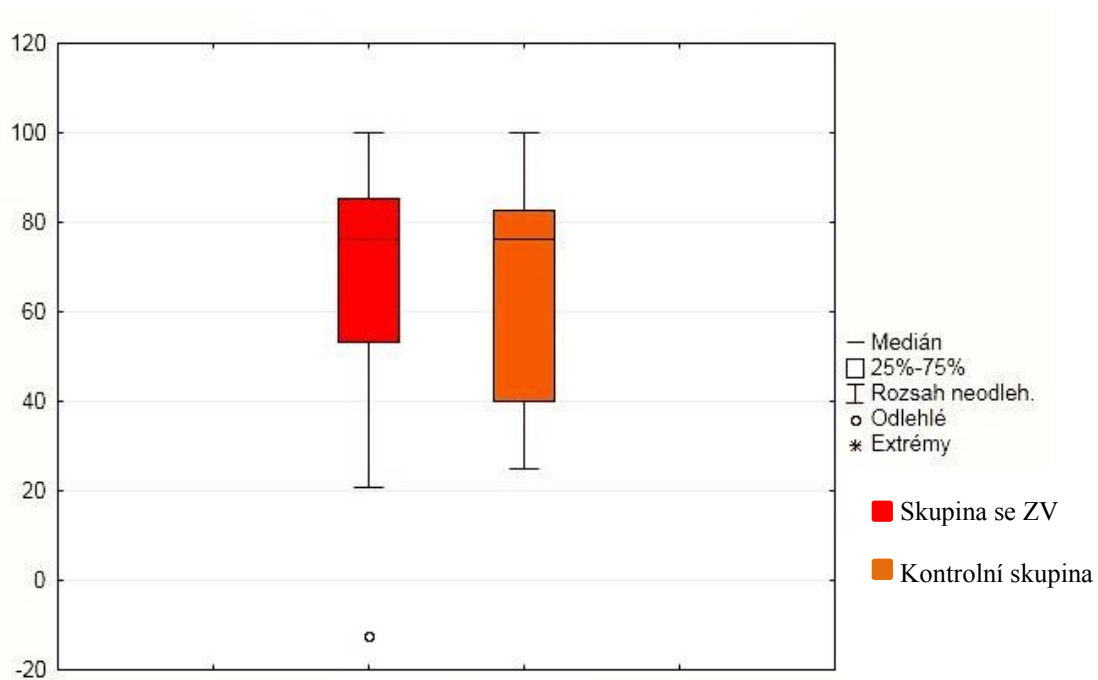
H₂: Zevní zpětná vazba má pozitivní vliv na snížení nespecifických bolestí zad.

6.4.1 Intenzita bolesti

Průměrné snížení intenzity bolesti u skupiny se zevní zpětnou vazbou je: 67,13, u skupiny bez zpětné vazby je 65,20 (tabulka 40). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,47$. Snížení intenzity bolesti je u skupiny se zevní zpětnou vazbou statisticky nevýznamně větší v porovnání se skupinou bez zevní zpětné vazby (obr. 14). Nulovou hypotézu nelze vyvrátit.

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	-12,5	25
Nejvyšší hodnota	100	100
Průměr	65,2	67,13
Medián	76,41	76,3

Tabulka 40 – Snížení intenzity bolesti v procentech



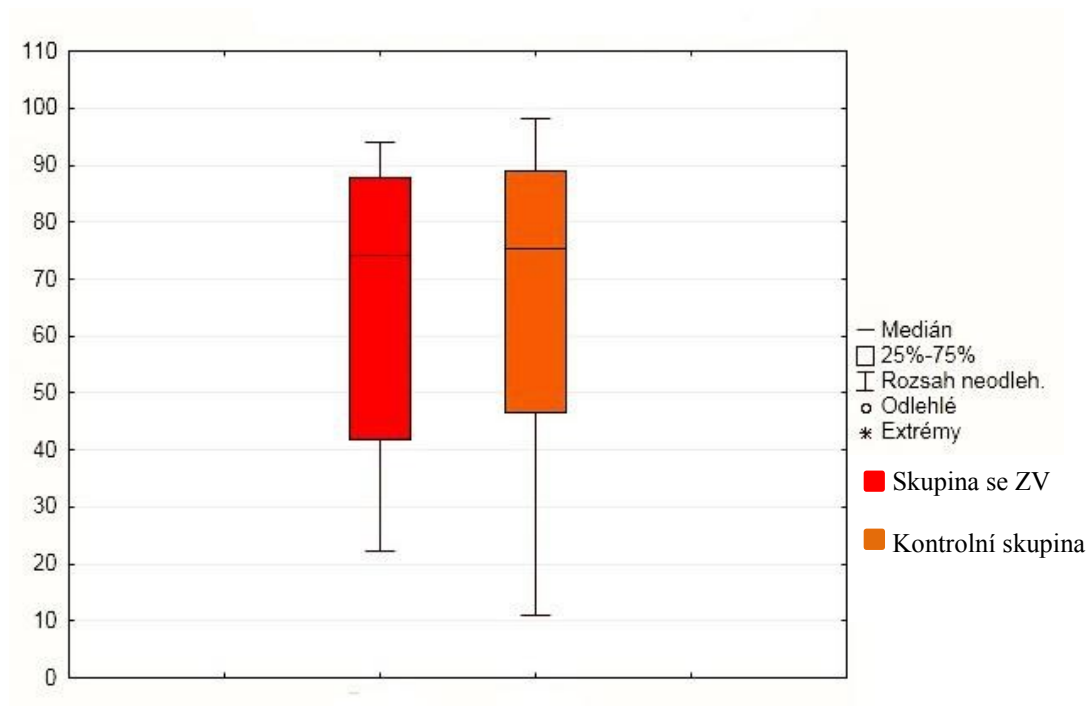
Obrázek 14 – Snížení intenzity bolesti

6.4.2 Nepříjemnost bolesti

Průměrné snížení nepříjemnosti bolesti u skupiny se zevní zpětnou vazbou je: 66,87, u skupiny bez zpětné vazby je 66,14. Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,48$ (tabulka 41). Snížení nepříjemnosti bolesti je u skupiny se zevní zpětnou vazbou statisticky nevýznamně větší v porovnání se skupinou bez zevní zpětné vazby (obr. 15). Nulovou hypotézu nelze vyvrátit.

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	22,34	10,96
Nejvyšší hodnota	93,88	98,15
Průměr	66,14	66,87
Medián	74,17	75,45

Tabulka 41 – Snížení nepříjemnosti bolesti v procentech



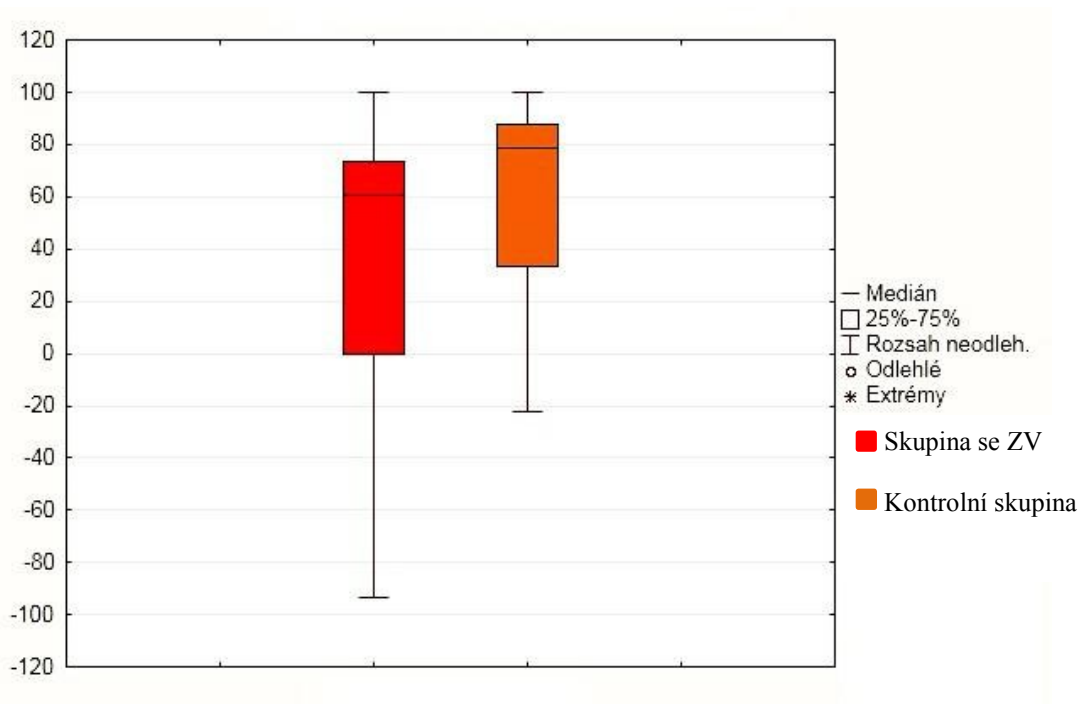
Obrázek 15 – Snížení nepříjemnosti bolesti

6.4.3 Celkový životní pocit

Průměrné zlepšení celkového životního pocitu u skupiny se zevní zpětnou vazbou je: 64,13, u skupiny bez zpětné vazby je 37,93 (tabulka 42). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,1$. Zlepšení celkového životního pocitu je u skupiny se zevní zpětnou vazbou statisticky nevýznamně větší než u skupiny bez zpětné vazby (obr. 16). Nulovou hypotézu nelze zamítnout.

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	-93,33	-22,22
Nejvyšší hodnota	100	100
Průměr	37,93	64,13
Medián	60,49	78,89

Tabulka 42 – Zlepšení celkového životního pocitu v procentech



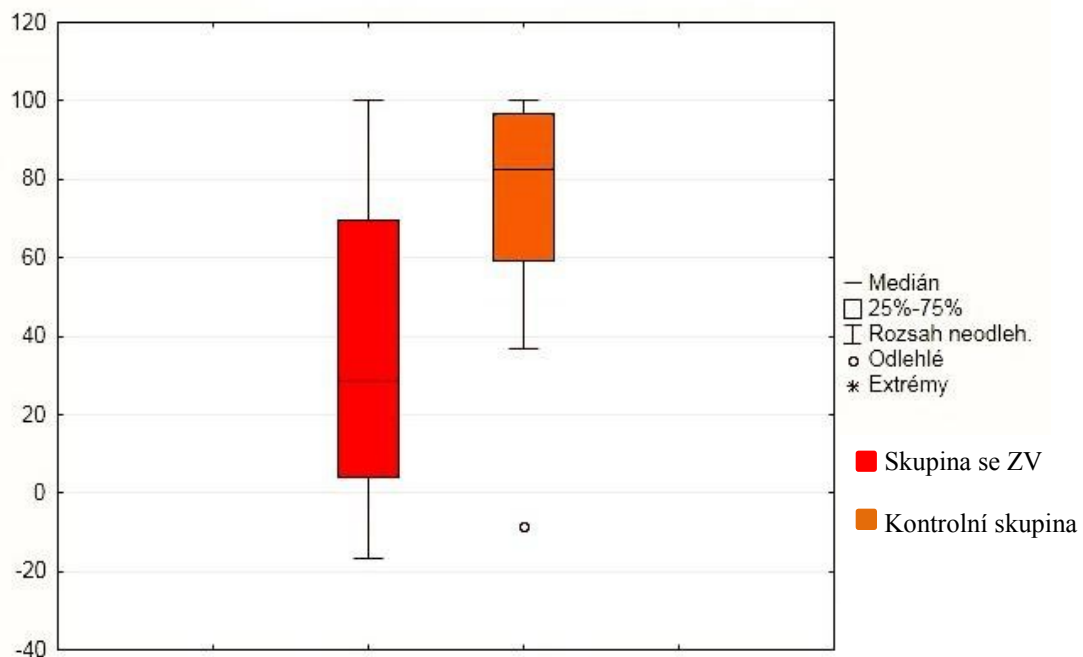
Obrázek 16 – Zlepšení celkového životního pocitu

6.4.4 Trvání bolesti

Průměrné snížení intenzity bolesti u skupiny se zevní zpětnou vazbou je: 71,1, u skupiny bez zpětné vazby je 36,24 (tabulka 43). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,02$. Snížení trvání bolesti je u skupiny se zevní zpětnou vazbou statisticky významně větší v porovnání se skupinou bez zevní zpětné vazby (obr. 17). Nulová hypotéza je vyvrácena a platí hypotéza H_2 .

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	-16,67	-8,45
Nejvyšší hodnota	100	100
Průměr	36,24	71,1
Medián	28,41	82,55

Tabulka 43 – Snížení trvání bolesti v procentech



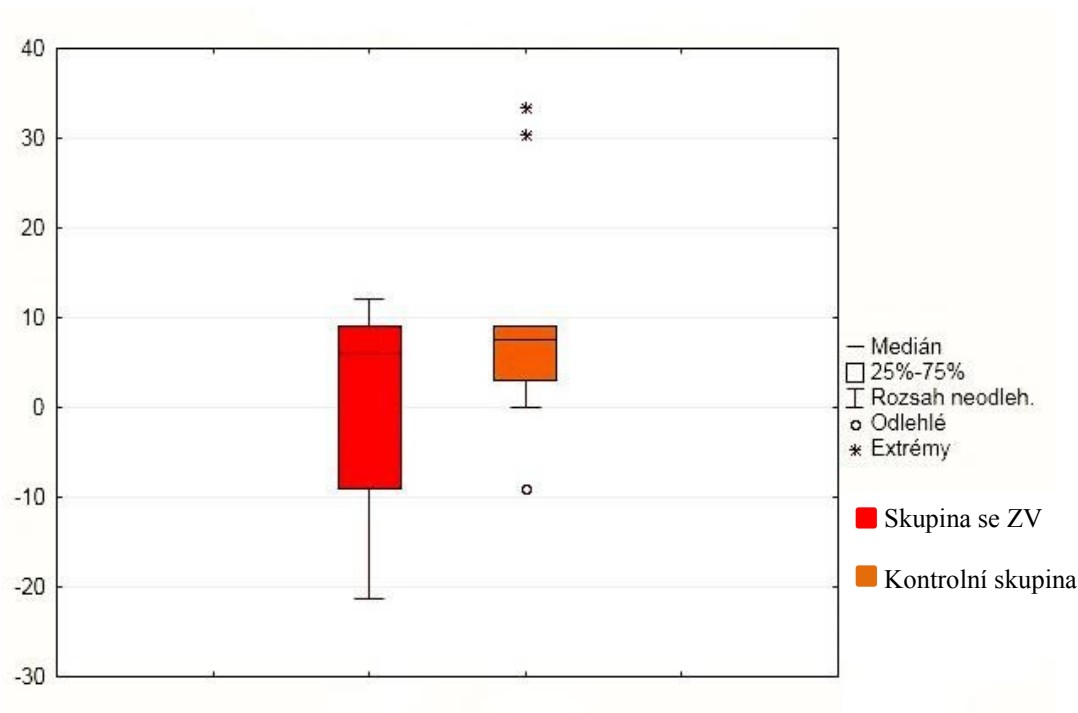
Obrázek 17 – Snížení trvání bolesti

6.4.5 SF-MPQ – PRI-S

Průměrné snížení senzorické složky bolesti dle krátké formy dotazníku bolesti McGillovy univerzity u skupiny se zevní zpětnou vazbou je: 9,39, u skupiny bez zevní zpětné vazby je 0,30 (tabulka 44). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,2$. Snížení senzorické složky bolesti u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou je statisticky nevýznamně větší v porovnání se skupinou bez zevní zpětné vazby (obr. 18). Nulovou hypotézu nelze vyvrátit.

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	-21,21	-9,09
Nejvyšší hodnota	12,12	33,33
Průměr	0,30	9,39
Medián	6,06	7,58

Tabulka 44 – Snížení senzorické složky SF-MPQ v procentech



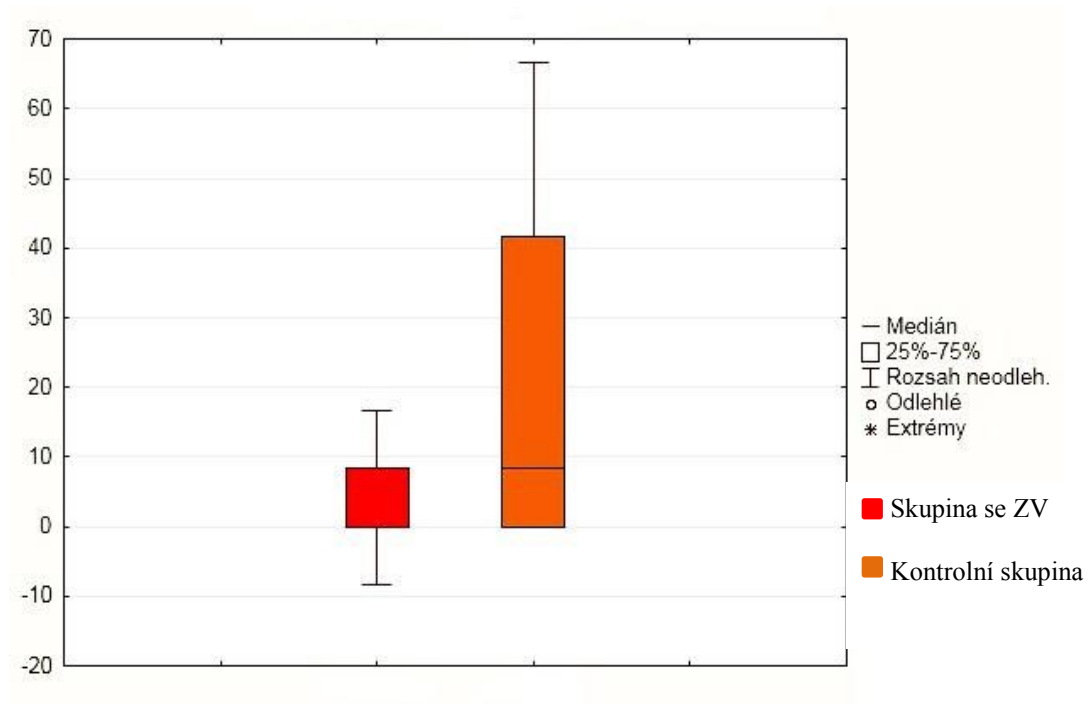
Obrázek 18 – Snížení senzoričké komponenty SF-MPQ

6.4.6 SF-MPQ – PRI-A

Průměrné snížení afektivní složky bolesti dle krátké formy dotazníku bolesti McGillovy univerzity u skupiny se zevní zpětnou vazbou je: 20,00, u skupiny bez zevní zpětné vazby je 1,67 (tabulka 45). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,02$. Snížení afektivní složky bolesti u skupiny s vizuální biologickou zpětnou vazbou je statisticky významně větší v porovnání se skupinou bez přidané zpětné vazby (obr. 19). Nulová hypotéza je vyvrácena a platí hypotéza H_2 .

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	-8,33	0
Nejvyšší hodnota	16,67	66,67
Průměr	1,67	20
Medián	0	8,33

Tabulka 45 – Snížení afektivní složky SF-MPQ v procentech



Obrázek 19 – Snížení afektivní komponenty SF-MPQ

6.5 Hypotéza 5

H_0 : Není rozdíl v používání vnitřní zpětné vazby u probandů s poskytnutou zevní zpětnou vazbou a bez zevní zpětné vazby.

H_1 : Probandi s poskytnutou zevní zpětnou vazbou využívají méně vnitřní zpětné vazby.

H_2 : Probandi s poskytnutou zevní zpětnou vazbou využívají více vnitřní zpětné vazby.

6.5.1 Uvědomoval/a jste si přenášení váhy do stran?

Průměrné uvědomování si přenášení váhy do stran vyjádřené procentuálně je u skupiny se zevní zpětnou vazbou 92 %, u skupiny bez zevní zpětné vazby 96 % (tabulka 46). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,25$, tj. uvědomování si přenášení váhy do stran je u skupiny se zevní zpětnou vazbou statisticky nevýznamně nižší v porovnání se skupinou bez zevní zpětné vazby. Nulovou hypotézu nelze zamítnout.

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	60	50
Nejvyšší hodnota	100	100
Průměr	96	92
Medián	100	100

Tabulka 46 – Uvědomování si přenášení váhy do stran v procentech

6.5.2 Uvědomoval/a jste si přenášení váhy vpřed a vzad?

Průměrné uvědomování si přenášení váhy vpřed a vzad vyjádřené procentuálně je u skupiny se zevní zpětnou vazbou 91 %, u skupiny bez zevní zpětné vazby 72 % (tabulka 47). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,17$, tj. uvědomování si přenášení váhy vpřed a vzad je u skupiny se zevní zpětnou vazbou statisticky nevýznamně vyšší v porovnání se skupinou bez zevní zpětné vazby. Nulovou hypotézu nelze zamítnout.

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	10	70
Nejvyšší hodnota	100	100
Průměr	72	91
Medián	72	90

Tabulka 47 – Uvědomování si přenášení váhy vpřed a vzad v procentech

6.5.3 Uvědomoval/a jste si dobu trvání?

Průměrné uvědomování si doby trvání vyjádřené procentuálně je u skupiny se zevní zpětnou vazbou 63 %, u skupiny bez zevní zpětné vazby 26 % (tabulka 48). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,03$, tj. uvědomování si doby trvání je u skupiny se zevní zpětnou vazbou statisticky významně vyšší v porovnání se skupinou bez zevní zpětné vazby. Nulová hypotéza je tedy vyvrácena a platí hypotéza H_2 .

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	0	0
Nejvyšší hodnota	80	100
Průměr	26	63
Medián	10	80

Tabulka 48 – Uvědomování si doby trvání v procentech

6.5.4 Uvědomoval/a jste si počet projetých branek?

Průměrné uvědomování si počtu projetých branek vyjádřené procentuálně je u skupiny se zevní zpětnou vazbou 79 %, u skupiny bez zevní zpětné vazby 69 % (tabulka 49). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,28$, tj. uvědomování si počtu projetých branek je u skupiny se zevní zpětnou vazbou statisticky nevýznamně vyšší v porovnání se skupinou bez zevní zpětné vazby. Nulovou hypotézu nelze zamítnout.

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	0	0
Nejvyšší hodnota	100	100
Průměr	69	79
Medián	80	90

Tabulka 49 – Uvědomování si počtu projetých branek

6.5.5 Uvědomoval/a jste si pohyby vašeho těla?

Průměrné uvědomování si pohybů těla vyjádřené procentuálně je u skupiny se zevní zpětnou vazbou 78 %, u skupiny bez zevní zpětné vazby 92 % (tabulka 50). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,18$, tj. uvědomování si pohybů těla je u skupiny se zevní zpětnou vazbou statisticky nevýznamně nižší v porovnání se skupinou bez zevní zpětné vazby. Nulovou hypotézu nelze zamítnout.

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	60	0
Nejvyšší hodnota	100	100
Průměr	92	78
Medián	100	90

Tabulka 50 – Uvědomění si pohybů těla v procentech

6.5.6 Uvědomoval/a jste si polohu vašeho těla?

Průměrné uvědomování si polohy těla vyjádřené procentuálně je u skupiny se zevní zpětnou vazbou 72 %, u skupiny bez zevní zpětné vazby 75 % (tabulka 51). Podle Mann-Whitneyova testu je $p=0,5$, tj. uvědomování si polohy těla je u skupiny se zevní zpětnou vazbou statisticky nevýznamně nižší v porovnání se skupinou bez zevní zpětné vazby. Nulovou hypotézu nelze zamítnout.

	Skupina 1	Skupina 2
Nejnižší hodnota	20	0
Nejvyšší hodnota	100	100
Průměr	75	72
Medián	90	80

Tabulka 51 – Uvědomění si polohy těla v procentech

7 DISKUSE

7.1 Jednotlivé hypotézy

Hypotéza 1

V parametrech intenzity a nepříjemnosti bolesti se podařilo prokázat hypotézu H_1 . V ostatních parametrech nelze zamítnout nulovou hypotézu, ale v parametrech celkový životní pocit, trvání bolesti a afektivní složce SF-MPQ dochází k nevýznamně větší změně ve smyslu snížení bolesti u skupiny s biologickou zpětnou vazbou oproti kontrolní skupině, v sensorické složce SF-MPQ dochází k nevýznamně větší změně ve smyslu snížení bolesti u kontrolní skupiny oproti skupině s biologickou zpětnou vazbou, ale rozsah dat kontrolní skupiny je plně obsažen v rozsahu dat skupiny s biologickou zpětnou vazbou.

Klademe si otázku, proč nedošlo ke statisticky významnému zlepšení skupiny s biologickou zpětnou vazbou v porovnání s kontrolní skupinou. Možných důvodů je několik: příliš malý vzorek probandů ve skupinách, příliš hrubá struktura SF-MPQ pro takto malý vzorek. U parametru celkového životního pocitu procentuální zlepšení kolísá od hodnot +100% (tedy 100% zlepšení) až k hodnotám -100% (tedy 100% zhoršení), a to u obou skupin. Parametr je závislý na velkém množství proměnných: na stresových situacích, rodinném zázemí a psychickém stavu probanda. Lze tedy říci, že tento parametr má malou výpovědní hodnotu. U parametru celkového životního pocitu a afektivní komponenty SF-MPQ dochází k statisticky významnému zlepšení u druhé skupiny. Předpokládáme, že pokud by všech dvacet probandů ze skupiny s biologickou zpětnou vazbou mělo přidanou zevní zpětnou vazbu, došlo by k významnému zlepšení oproti kontrolní skupině. Tento předpoklad je však třeba ověřit v následujících studiích. Dalším možným vysvětlením této situace je chyba II. druhu (tj. zamítnutí alternativní hypotézy v případě, že je tato platná) [55].

Magnusson et al. prokázali, že využití biologické zpětné vazby doplněné o standardní rehabilitaci má lepší výsledky ve smyslu snížení bolesti oproti skupině se standardní rehabilitací. Pro svůj výzkum nepoužívali silovou plošinu, ale zařízení BackTracker, což je goniometrické zařízení, které poskytuje informace o změně ve

třech osách a měří úhel mezi páteří a pánví. Pacienti při tréninku pomocí zpětné vazby měli za úkol, pomocí pohybu svého těla, dotknout se objektem, který je reprezentoval, cíle vyznačeného na obrazovce. Prováděný výzkum je tedy výrazně odlišný od našeho výzkumu, ale výsledky jsou shodné: použitím biologické zpětné vazby zaměřené na stabilitu stoje lze dosáhnout lepších výsledků než běžnou rehabilitací [65].

Hypotéza 2

Ve většině případů nelze zamítnout nulovou hypotézu, kromě změny průměrné vzdálenosti COP v antero-posteriorním směru ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima (významně vyšší hodnota), střední kvadratické odchylky vzdálenosti COP v medio-laterálním směru ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima (významně nižší hodnota), oblasti výchylky COP v tandemovém stoji (významně vyšší hodnota), průměrné rychlosti COP v tandemovém stoji (významně vyšší hodnota) a střední kvadratické odchylky rychlosti COP v tandemovém stoji (významně vyšší hodnota). Tedy ze 45 hodnocených parametrů nacházíme ve čtyřech případech statisticky významné zvětšení naměřených hodnot (tedy významné zhoršení parametrů stability stoje) a pouze v jednom případě statisticky významné snížení naměřených hodnot, tedy významné zlepšení parametrů stability stoje (příloha 7).

Otázkou je, z jakého důvodu nedošlo k významné změně stabilometrických parametrů. Doba trvání terapie a její rozsah se u různých autorů liší od deseti terapií po třiceti minutách ob den [45], přes dvanáct šedesáti minutových lekcí třikrát týdně [47] a patnáct lekcí po třiceti minutách jednou týdně [46], po dvacet dvacetiminutových lekcí pětkrát týdně [40]. Naše terapie odpovídá nejmenšímu rozsahu předkládanému ve studiích, je tedy možné, že pokud by byl její rozsah větší, zvláště v celkovém počtu terapií, došlo by k významné změně. Další možností je, že probandi byli příliš ovlivněni přidanou zevní zpětnou vazbou. Jak ukazují výsledky pro hypotézu tři, tak k významným změnám dochází v případě skupiny bez přidané zevní zpětné vazby. Je tedy možné, že pokud by všech dvacet probandů nemělo přidanou zevní zpětnou vazbu, došlo by k významné změně parametrů. Mezi další možná vysvětlení lze zařadit chybu II. druhu [55] a špatně zvolená terapie.

Ukazuje se, že pro budoucí výzkum by bylo vhodné pomocí testu rozsahu pohybu stanovit směry, ve kterých má proband největší potíže a zaměřit na ně pozornost při terapii. Pokud by měla terapie probíhat na Wii Fit Plus, pak lze říci, že pro všesměrový trénink je vhodná hra nazvaná Table Tilt (náklon stolu), ve které je cílem dostat kuličky do otvoru, který je pro ni určen. Pro trénink stability v medio-laterálním směru je vhodné například odrážení míčů „hlavičkování“ (soccer heading) nebo slalomové lyžování. Pro trénink v antero-posteriorním směru by to byl například snowboarding, pro zvýšení dosahu v anteriorním směru pak skoky na lyžích. Je možné, že pokud by se terapie upravila tímto způsobem, přinesla by větší efektivitu pro pacienty nejen ve smyslu zmenšení (zlepšení) stabilometrických parametrů, ale i výraznější snížení bolestí zad.

Hypotéza 3

Hypotéza H_1 byla potvrzena v procentuálním porovnání v těchto parametrech: průměrná vzdálenost COP a průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými a zavřenými očima, střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP, střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v medio-laterálním směru a oblast výchylky ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými a zavřenými očima, průměrná rychlost a střední kvadratická odchylka rychlosti ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima (příloha 8).

V procentuálním porovnání byla potvrzena hypotéza H_2 v parametrech: průměrná vzdálenost COP, průměrná vzdálenost COP v antero-posteriorním směru a střední kvadratická odchylka COP v antero-posteriorním směru ve stoji na levé dolní končetině (příloha 8).

Při porovnání vstupních a konečných hodnot platí hypotéza H_1 pro parametry průměrná vzdálenost COP ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima, průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými a zavřenými očima, střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima, střední kvadratická odchylka vzdálenosti COP v medio-laterálním směru pro stoj na obou dolních končetinách s otevřenými a zavřenými očima, průměrná rychlost a střední kvadratická odchylka rychlosti ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima. Hypotéza

H₂ platí při porovnání vstupních a konečných hodnot pouze pro parametr průměrná vzdálenost COP v medio-laterálním směru ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima (příloha 9).

Hypotéza H₁ byla v procentuálním porovnání prokázána ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima celkem pětkrát (z devíti parametrů) a ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima celkem sedmkrát z devíti parametrů. Hypotéza H₂ je prokázána ve stoji na levé dolní končetině třikrát z devíti parametrů.

V porovnání vstupních a konečných údajů dojde v první skupině ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima dvakrát k významnému snížení hodnot, ve stoji na obou dolních končetinách se zavřenými očima šestkrát k významnému snížení hodnot, ve stoji na pravé dolní končetině jednou k významnému zvýšení hodnot, ve stoji na levé dolní končetině třikrát k významnému zvýšení hodnot a v tandemovém stoji jednou k významnému zvýšení hodnot. Ve skupině dva dojde ke změně pouze jednou, a to ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými očima, k významnému zvýšení hodnot.

Na základě výše uvedených údajů lze říci, že méně zpětné vazby více ovlivňuje posturální stabilitu a to jak v pozitivním, tak negativním smyslu, což koreluje se zjištěním Schmidta a Wulfa [23]. Také se nabízí otázka, z jakého důvodu dochází ke snížení hodnot pouze ve stoji na obou dolních končetinách a to jak s otevřenými, tak zavřenými očima; a proč ve stoji na levé dolní končetině dochází ke zvýšení těchto hodnot. To lze vysvětlit tím, že probandi při terapii na silové plošině prakticky nepoužívali stoj na jedné dolní končetině, ale vždy stáli na obou dolních končetinách současně. Je tedy možné, že při nácviku stoje na jedné dolní končetině, což Wii Fit Plus umožňuje kontrolovat v jógových pozicích stromu (tree) taneční pozici (dance pose), by došlo ke zlepšení také v těchto parametrech. Pro tandemový stoj platí stejný předpoklad, jako pro stoj na jedné dolní končetině, ale samostatný nácvik tandemového stoje Wii Fit Plus neumožňuje.

Hypotéza 4

Hypotéza H₂ byla prokázána v parametrech trvání bolesti a v afektivní složce SF-MPQ. V ostatních parametrech nelze vyvrátit nulovou hypotézu. Ukazuje se tedy, že ve dvou parametrech je pro snížení bolesti vhodnější terapie s přidanou zpětnou vazbou.

Afektivní složka SF-MPQ, zvláště pokud jsou její hodnoty vysoké při nízkých hodnotách senzitivní složky, ukazuje na psychickou nástavbu bolesti [53]. Je možné, že pokud pacientovi s psychickou nástavbou dáme více informací o jeho stavu, snížíme jeho úzkost a tím poklesne i afektivní složka SF-MPQ.

Hypotéza 5

Nulovou hypotézu se kromě jednoho případu (pro dobu trvání platí hypotéza H_2) nepodařilo vyvrátit. Předpokládáme, že uvědomování si doby trvání u skupiny s přidanou zevní zpětnou vazbou je způsobené tím, že tato skupina měla informaci o délce trvání jednotlivých slalomů k dispozici přímo na obrazovce. Možných vysvětlení, proč nedošlo k významné změně v používání vnitřní zpětné vazby, je několik. Jedním z nich je, že jsme chybně sestavili dotazník. V praxi se ukázalo, že otázky jsou nejednoznačně položené a probandi je chápou různě. Dotazník se taky může dotýkat špatné oblasti vnitřní zpětné vazby, přestože jsme se snažili zachovat princip otázek jako ve studii Andersona et al., kteří se ve své studii (probandi pohybovali ukazovátkem na pružině) probandů ptali, zda vnímali pozici ruky, délku pohybu, dobu pohybu a napětí pružiny [24]. Další možná vysvětlení jsou chyba II. druhu a malý počet probandů.

7.2 Předpoklady a cíle

Náš předpoklad, že terapie pomocí Nintendo Wii Fit Plus (slalomového lyžování) povede ke zlepšení stability stoje a tím i ke snížení bolestí zad, se nepotvrdil. Při sledování stability stoje u skupiny 1 a 2 nedochází k významnému zlepšení stability stoje, k tomu dochází pouze u skupiny 1 ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými a zavřenými očima. Lze předpokládat, že při odebrání přidané zpětné vazby by došlo u všech probandů k významnému zlepšení stability stoje na obou dolních končetinách s otevřenými a zavřenými očima. Pro ostatní parametry by bylo vhodné využít jiné druhy terapie, jak jsme uvedli výše.

Klademe si otázku, proč došlo ke snížení bolesti zad, přestože nedošlo ke zlepšení stability stoje. Vycházíme z předpokladu, že důsledkem chybného náboru svalů při stabilizaci je stereotypní přetěžování, které je významným etiopatogenetickým faktorem řady hybných poruch. Porucha segmentální stabilizace je nejčastěji způsobena:

1. Chybnou neuromuskulární kontrolou
2. Nedostatečností svalů, které segmentální stabilizaci kloubů zajišťují
3. Vazivovou insuficiencí a poruchami lokálních, regionálních a globálních anatomických parametrů [66, s. 234]

Bránice je významným svalem stabilizujícím páteř z přední strany [67] a rovněž poskytuje významné informace (do CNS) pro stabilizaci těla [12]. Jako o jednom z možných vysvětlení proto uvažujeme o tom, že díky toku aferentních informací z bránice dojde k somatosenzorickému zaměření pozornosti a tím se umožní lepší automatické zapojení bránice do posturální funkce. Dalším vysvětlením by mohlo být, že pacienti byli z doby bez bolestí bederní páteře zvyklí udržovat malé výchylky COP. Tím, že jsme jim pomocí hry ukázali možnost výraznějšího přenášení váhy, jsme sice dosáhli větších výchylek COP (ve čtyřech případech), ale snížili jsme napětí svalů, které se snaží udržovat malou výchylku COP, a tím jsme zmenšili bolesti zad.

Náš další předpoklad, že přidaná zevní zpětná vazba má negativní vliv na zlepšení stability a pacientů s nespecifickými bolestmi zad, se částečně potvrdil. U skupiny s přidanou zevní zpětnou vazbou, s výjimkou jednoho případu, nedošlo ke zhoršení stability stoje. Můžeme ale říci, že méně zpětné vazby vede ke zlepšení stability stoje při stoji na obou dolních končetinách s otevřenými i zavřenými očima. V ostatních testech stoje tomu tak není patrně proto, že hra slalomové lyžování tyto mechanismy nevyužívá.

Na základě výše popsaných výsledků si klademe otázku, zda je vhodnější pro terapii využít méně nebo více zpětné vazby. Ve skupině bez zpětné vazby dochází k významnému zlepšení stability stoje, zatímco skupina s přidanou zevní zpětnou vazbou se více zlepšuje v parametrech bolesti – v jejím trvání a v afektivní složce SM-MPQ. Na tuto otázku však neumíme jednoznačně odpovědět. Z hlediska pacienta se v tuto chvíli ukazuje výhodnější používat terapii s přidanou zevní zpětnou vazbou. Avšak pokud by zhoršení stability stoje bylo prediktorem bolestí bederní páteře, bylo by výhodnější, i z hlediska prevence, využít terapii bez přidané zpětné vazby (tedy s omezením informace na televizní obrazovce). Tato možnost ale může narážet na zhoršenou motivaci pacientů, kteří nemají informaci o svých výsledcích a tím ztrácejí

jednu motivační složku. V případě využití zařízení Nintendo Wii Fit Plus pro autoterapii pak dochází k výrazně horší možnosti ovládní.

Na základě výsledků můžeme říci, že navržená terapie je vhodnou alternativou pro snížení bolestí bederní páteře. Jedná se o levný způsob, který nevyžaduje trvalou přítomnost terapeuta a vzhledem k nízké pořizovací ceně je možné ji využít jak v ambulantní rehabilitaci, tak v domácí autoterapii. Pokud by dalším výzkumem došlo k prokázání zhoršení stability stoje jako prediktoru pro bolesti zad, byla by terapie s omezenou zpětnou vazbou využitelná také jako prevence nespecifických bolestí zad.

8 ZÁVĚRY

Náš první předpoklad, že simulace slalomu na Wii Balance Board snižuje nespecifické bolesti bederní páteře, se potvrdil. Při porovnání se skupinou s běžnou rehabilitací můžeme říci, že dosahuje stejných nebo lepších výsledků než běžná rehabilitace. Předpoklad, že terapie pomocí Nintendo Wii Fit Plus (Balance Board) vede ke zlepšení stability stoje u všech probandů, se nepotvrdil.

Předpoklad, že přidaná zpětná vazba vede k negativnímu ovlivnění stability stoje, se nepotvrdil částečně. Ke zhoršení stability stoje došlo u skupiny s přidanou zevní zpětnou vazbou pouze v jednom ze čtyřiceti pěti sledovaných parametrů. Ke zlepšení stability stoje došlo u skupiny bez přidané zevní zpětné vazby ve stoji na obou dolních končetinách s otevřenými a zavřenými očima (v osmi z osmnácti případů při porovnání vstupních a konečných hodnot; ve dvanácti z osmnácti případů při porovnání procentuálního zlepšení).

Náš předpoklad, že probandi s přidanou zevní zpětnou vazbou budou využívat méně vnitřní zpětné vazby, se nepotvrdil zřejmě kvůli špatně sestavenému dotazníku.

Práce splnila tyto cíle: zjistili jsme, že terapie využívající hru slalomové lyžování vede ke snížení bolesti u pacientů s nespecifickými bolestmi bederní páteře a nemá vliv na stabilitu stoje u těchto pacientů. Uvědomování si vnitřní zpětné vazby se v závislosti na poskytování přidané zpětné vazby nemění. Přidaná zevní zpětná má vliv na parametr trvání bolesti a na afektivní složku SF-MPQ. Stabilita stoje se více zlepšuje u pacientů bez přidané zevní zpětné vazby.

Tato práce dala námět pro budoucí studie: zjistit, zda terapie s menším množstvím zpětné vazby vede ke zlepšení stability stoje; zda terapie s přidanou zpětnou vazbou povede ke snížení parametrů trvání bolesti a afektivní složce SF-MPQ; bylo by vhodné také porovnat změnu stability stoje ve skupině pacientů s běžnou rehabilitací a zjistit, zda efekt terapie přetrvává s odstupem od ukončení.

9 REFERENČNÍ SEZNAM

- 1 JESSOP, Reuben T., HOROWICZ, Christopher, DIBBLE, Leland E. Motor Learning and Parkinson Disease: Refinement of Movement Velocity and Endpoint Excursion in a Limits of Stability Balance Task. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 2006, vol. 20. no 4, p. 459-467.
- 2 KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002. 230 s. ISBN 80-246-0350-0.
- 3 SCHMIDT, Richard A; WRISBERG, Craig A. *Motor learning and performance: A situation-based learning approach*. 4th ed. United States of America : Human Kinetics, 2008. xiii, 395 s. ISBN 978-0-7360-6964-9, ISBN: 0-7360-6964-X.
- 4 MONTGOMERY, Patricia C.; CONNOLLY, Barbara H. *Clinical applications for motor control*. Thorofare : SLACK Incorporated, c2003. xv, 390 s. ISBN 1-55642-545-7.
- 5 WOLPERT, Daniel M.; GHAHRAMANI, Zoubin; FLANAGAN, J. Randall. Perspectives and problems in motor learning. *TRENDS in Cognitive Sciences*. 2001, 5, 11, s. 487-494. ISSN 1364-6613.
- 6 BROSSEAU, J., POTVIN, M-J., ROULEAU, I. Aging Affect Motor Skill Learning When the Task Requires Inhibitory Control. *Developmental neuropsychology*. 2007, vol. 32, no. 1, p. 597-613.
- 7 LOTZE, M., BRAUN, C., BIRBAUMER, N., ANDERS, S. COHEN, L.G. Motor learning elicited by voluntary drive. *Brain*. 2003, no. 123, p. 866-872.
- 8 KRAKAUER, John W. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Current Opinion in Neurology*. 2006, vol. 19, p. 84-90.
- 9 BOUDREAU, Shellie A; FARINA, Dario; FALLA, Deborah. The role of motor learning and neuroplasticity in designing rehabilitation approaches for musculoskeletal pain disorders. *Manual Therapy*. 2010a, 15, 5, s. 410-414.
- 10 ROKYTA, Richard; KRŠIAK, Miloslav; KOZÁK, Jiří. *Bolest: Monografie algeziologie*. 1. vydání. Praha: Tigis, 2006. 684 s. ISBN 80-325-00000-0-0.
- 11 MULDER, TH. Motor imagery and action observation: cognitive tools for rehabilitation. *Journal of Neural Transmission*. 2007, no. 114, p. 1265-1278.

- 12 VÉLE, František. *Kineziologie: Přehled kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vyd. Praha 10: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- 13 SCHÖN-OHLSSON, Christina U. M., WILLÉN, Jan A. G., JOHNELS, Bo E. A. Sensory Motor Learning in Patients With Chronic Low Back Pain. *Spine*. 2005, vol. 30. no. 17, p. E509-E516.
- 14 YUCHA, Carolyn; MONTGOMERY, Doil. *Evidence-Based Practice in Biofeedback and Neurofeedback*. [s.l.]: Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback, 2008. 96 s. ISBN 1-887114-19-X.
- 15 PODĚBRADSKÝ, Jiří; PODĚBRADSKÁ, Radana. *Fyzikální terapie: Manuál a algoritmy*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2009. 200+18 s. ISBN 978-80-247-2899-5.
- 16 DAVIS, Justin R., et al. Trunk sway reductions in young and older adults using multi-modal biofeedback. *Gait & Posture*. 2010, 31, s. 465-472.
- 17 Association For Applied Psychophysiology and Biofeedback [online]. *Association For Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 2008 [cit. 2011-08-27]. Dostupné z WWW: <http://www.aapb.org/back_pain1.html>.
- 18 Association For Applied Psychophysiology and Biofeedback [online]. *Association For Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 2008 [cit. 2011-08-27]. Dostupné z WWW:< http://www.aapb.org/consumers_efficacy.html>.
- 19 WINSTEIN, Carolee J.; SCHMIDT, Richard A. Reduced frequency of knowledge of results enhances motor skill learning. *Journal of experimental psychology: Learning, memory and cognition*. 1990, 16, 4, s. 677-691.
- 20 KAWATO, Mitsuo. Feedback-error-learning neural network for supervised motor learning. In ECKMILLER, Rolf. *Advanced neural computers*. Amsterdam : Elsevier science publishers, 1990. s. 365-372.
- 21 SHEA, Charles H.; WULF, Gabriele. Enhancing motor learning through external-focus instructions and feedback. *Human movement science*. 1999, 18, s. 553-571.
- 22 MCNEVIN, N., WULF, G., CARLSON, C. Effects of Attentional Focus, Self-Control, and Dyad Training on Motor Learning: Implications for Physical Rehabilitation. *Physical therapy*. 2000, vol. 80. no. 4, p. 373-385.

- 23 SCHMIDT, Richard A.; WULF, Gabriele. Continuous Concurrent feedback degrades skill learning: implications for training and simulation. *Human factors*. 1997, 39, 4, s. 509-525.
- 24 ANDERSON, David I., et al. Support for an explanation of the guidance effect in motor skill learning. *Journal of motor behavior*. 2005, 37, 3, s. 231-238.
- 25 Low back pain : *Early management of persistent non-specific low back pain* [online]. London: Royal College of General Practitioners, 2009 [cit. 2010-11-21]. Dostupné z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20704057>>.
- 26 KOVACS, Francisco M., et al. Non-specific low back pain in primary care in the Spanish National Health Service: a prospective study on clinical outcomes and determinants of management. *BMC Health Services Research* [online]. 2006, 6, 57, [cit. 2010-12-04]. Dostupný z WWW: <<http://www.biomedcentral.com/1472-6963/6/57>>.
- 27 CEDRASCHI, C., et al. Is chronic non-specific low back pain chronic? Definitions of a problem and problems of a definition. *British Journal of General Practice*. 1999, 49, s. 358-362.
- 28 BOOS, Norbert; AEBI, Max. *Spinal Disorders: Fundamentals of Diagnosis and Treatment*. Germany: Springer-Verlag, 2008. xxxiii, 1166 s. ISBN 978-3-540-40511-5.
- 29 Jedlička, Pavel, Otakar Keller, and Univerzita Karlova. *Speciální Neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2005.
- 30 PETERSEN, Tom, et al. Inter-tester reliability of a new diagnostic classification system for patients with non-specific low back pain. *Australian Journal of Physiotherapy*. 2004, 50, s. 85-94.
- 31 CLARKE, Andrew, et al. *ABC of Spinal Disorders*. first edition. Singapore : BMJ Books, 2010. 72 s. ISBN 978-1-4051-7069-7.
- 32 WAND, Benedict Martin; O'CONNELL, Neil Edward. Chronic non-specific low back pain – sub-groups or a single mechanism?. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2008, 9, 9, [cit. 2010-11-21]. Dostupný z WWW: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2474/9/11>>.

- 33 POLLOCK, Alexandra S., et al. What is balance?. *Clinical rehabilitation*. 2000, 14, s. 402-406.
- 34 WINTER, D A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995, 3, s. 193-214.
- 35 SALAVATI, Mahyar, et al. Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait & Posture*. 2009, 29, s. 460-464.
- 36 MIENTJES, M.I.V.; FRANK, J.S. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical biomechanics*. 1999, 14, s. 710-716.
- 37 MARIBO, Thomas, et al. Postural balance in low back pain patients: criterion-related validity of centre of pressure assessed on a portable force platform. *European spine journal*. 2011, no.?, s. 1-7.
- 38 VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část) : Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, 4, s. 115-121.
- 39 HORAK, Fay B. Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*. 1987, 67, 12, s. 1881-1885.
- 40 RUHE, Alexander; FEJER, René; WALKER, Bruce. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. *European spine journal*. 2011, 20, 3, s. 358-368.
- 41 BYL, Nancy Nies; SINNOTT, Patricia L. Variations in balance and body sway in middle-aged adults : Subjects with healthy back compared with subjects with low-back dysfunction. *Spine*. 1991, 16, 3, s. 325-330.
- 42 ZIJLSTRA, Agnes, et al. Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2010, 58, 7, s. 1-15.
- 43 ČAKRT, Ondřej, et al. Exercise with visual feedback improves postural stability after vestibular schwannoma surgery. *European archives of oto-rhino-laryngology*. 2010, 267, 9, s. 1355-1360.

- 44 SRIVASTAVA, Abhishek, et al. Post-stroke balance training: Role of force platform with visual feedback. *Journal of the neurological sciences*. 2009, 287, s. 89-93.
- 45 SALSABILI, Hoda, Farid BHRPEYMA, Bijan FOROGH a Sanaz RAJABALI. Dynamic stability training improves standing balance control in neuropathic patients with type 2 diabetes. *Journal of rehabilitation research*. 2011, 48(7), 775-786.
- 46 JANUÁRIO, Filipa, Inês CAMPOS a Carla AMARAL. Rehabilitation of postural stability in ataxic/hemiplegic patients after stroke. *Disability and rehabilitation*. 2010, roč. 32, s. 1775-1779. ISSN 0963-8288.
- 47 SAYENKO, DG, ALEKHINA, K MASANI, AH VETTE, H OBATTA, MR POPOVIC a K NAKAZAWA. Positive effect of balance training with visual feedback on standing balance abilities in people with incomplete spinal cord injury. *Spinal cord: the official journal of the International Medical Society of Paraplegia*. 2010, s. 886-893. ISSN 1362-4393.
- 48 NICHOLS. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback. *Physical Therapy: Journal of the American Physical Therapy Asso*. 1997, roč. 77, č. 5, s. 553-558.
- 49 CLARK, Ross A. et al Validity and reliability of the Nintendo Wii Balance Board for assessment of standing balance. *Gait & Posture*. roč. 31, č. 3, s. 307-310.
- 50 GIL-GÓMEZ, José-Antonio, Roberto LLORÉNS, Mariano ALCANIZ a Carolina COLOMER. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 8(1), 30-.DOI: 10.1186/1743-0003-8-30.
- 51 NITZ, J.C., S KUYS, R. ISLES a S FU. Is the Wii Fit(TM) a new-generation tool for improving balance, health and well-being? A pilot study. *Climacteric*. 2010(13), 487-491.
- 52 BEZERRA, Pedro. *The influence of ageing and exercise training on the ability in control of force and postural stability in relation to hamstrings: quadriceps strength ratio*. Lismore, 2009. PhD thesis. Southern Cross University.

- 53 KNOTEK, Petr, Petr BLAHUŠ, Iva ŠOLCOVÁ a Martin ŽALSKÝ. Standardizovaná česká verze krátké formy dotazníku McGillovy univerzity. *Bolest*. 2000, č. 2, s. 113-117.
- 54 KNOTEK, Petr, Iva ŠOLCOVÁ a Martin ŽALSKÝ. Česká verze krátké formy dotazníku bolesti McGillovy univerzity, restandardizace. *Bolest*. 2002, č. 3, s. 169-172.
- 55 ZVÁROVÁ, Jana. *Základy statistiky pro biomedicínské obory* [online]. 1999, 1999 [cit. 2012-04-03].
- 56 Wii. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-04-03]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Wii>.
- 57 Wii Balance Board. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-04-03]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Wii_Balance_Board.
- 58 LEADTEK WinFast VC100 U Video Editor. *ALZA CZ., a.s.* Alza.cz [online]. 2000-2012 [cit. 2012-04-03]. Dostupné z: <http://www.alza.cz/televzni-karta-leadtek-winfast-vc100-u-video-editor-d88511.htm>.
- 59 Microsoft, MS Windows Home premium, verze 6.1.760
- 60 Microsoft, MS Office 2010 pro studenty a domácnosti, Verze:14.0.5128.5000
- 61 Fromin s.r.o., Verze 1.0.0.0, © 2008
- 62 ArcSoft, Dolby Laboratories, ShowBiz DVD version 2
- 63 Nintendo, Nintendo Wii Fit Plus, Verze 4.3E
- 64 LOWRY. *VassarStats: Website for Statistical Computation*. VassarStats: Website for Statistical Computation [online]. 1998-2012 [cit. 2012-04-03]. Dostupné z: <http://faculty.vassar.edu/lowry/VassarStats.html>.
- 65 MAGNUSSON, Marianne L., Daniel H. CHOW, Zoe DIAMANDOPOULOS a Malcom H. POPE. Motor control learning in chronic low back pain. *Spine*. 2008, roč. 33, č. 16, E532-E538.
- 66 MAGNUSSON, Marianne L., Daniel H. CHOW, Zoe DIAMANDOPOULOS a Malcom H. POPE. Motor control learning in chronic low back pain. *Spine*. 2008, roč. 33, č. 16, E532-E538.

67 KOLÁŘ, Pavel a Karel LEWIT. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*. 2005, č. 5, s. 270-275.

68 MASSION, Jean. Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience and biobehavioral reviews*. roč. 22, č. 4, s. 465-472.

Seznam příloh

Příloha č. 1: Posturální strategie (obrázek)

Příloha č. 2: Zrychlující postava ze hry (obrázek)

Příloha č. 3: CD (video)

Příloha č. 4: Dotazník pro měření bolesti (text)

Příloha č. 5: Dotazník pro vnitřní zpětnou vazbu (text, tabulka)

Příloha č. 6: Informovaný souhlas (text)

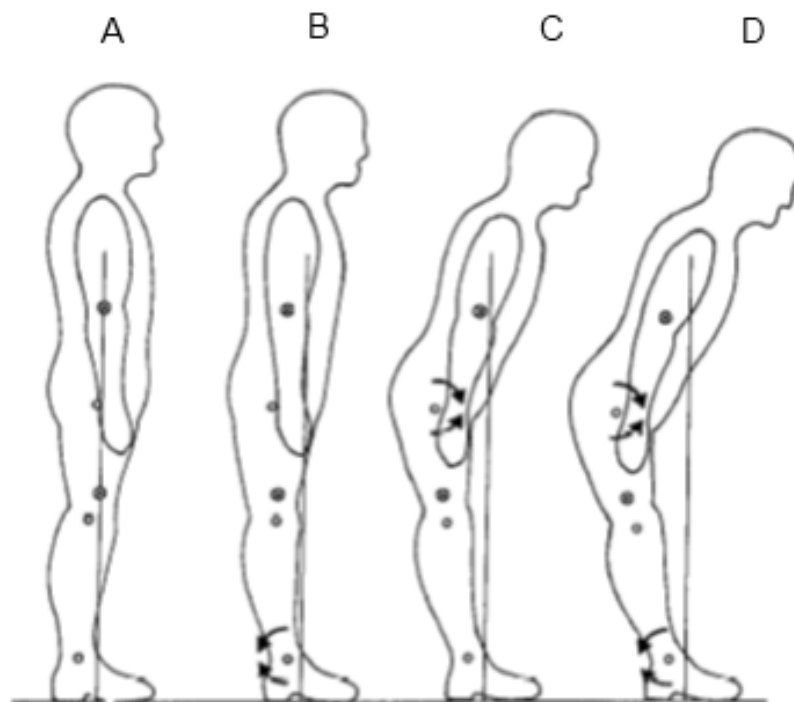
Příloha č. 7: Souhrn výsledků vlivu simulace slalomu na stabilitu stoje (tabulka)

**Příloha č. 8: Souhrn výsledků vlivu přidané zpětné vazby na stabilitu stoje
v procentech (tabulka)**

**Příloha č. 9: Souhrn výsledků vlivu přidané zpětné vazby na stabilitu stoje v první
a druhé skupině při porovnání vstupního a konečného měření (tabulka)**

10 PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Posturální strategie



Poloha COM: A) klidný stoj; B) kotníková strategie;
C) kyčelní strategie; D) kombinovaná strategie

Příloha č. 2: Zrychlující postava ze hry



Příloha č. 3: CD

Příloha č. 4: Dotazník pro měření bolesti

Skupina

Datum: _____

Identifikační
číslo

Trvání bolesti v letech: _____

Tyto úsečky slouží k ohodnocení pocitu, který je nadepsaný. Levý okraj znamená nepřítomnost pocitu, pravý okraj znamená nejsilnější pocit, jaký si dokážete představit. Na každé úsečce označte „|“ místo, které odpovídá tomu, co cítíte.

Žádná |-----| Nejhorší možná

INTENZITA BOLESTI

Žádná |-----| Nejhorší možná

NEPŘÍJEMNOST BOLESTI

Pohoda
utrpení |-----| Nejhorší

CELKOVÝ ŽIVOTNÍ POCIT

Nevyskytuje |-----| Nepřetržitě

TRVÁNÍ BOLESTI

Zde je seznam slov, kterými popisujeme bolest. Uveďte, prosím, u každého slova, zda charakterizuje Vaši bolest, a označte, jak je v této charakteristice intenzivní.

	žádná	mírná	střední	silná		žádná	mírná	střední	silná
TEPAVÁ	0	1	2	3	TÍŽIVÁ	0	1	2	3
VYSTŘELUJÍCÍ	0	1	2	3	CITLIVÁ NA DOTEK	0	1	2	3
BODAVÁ	0	1	2	3	ŘEZAVÁ	0	1	2	3
OSTRÁ	0	1	2	3	UNAVUJÍCÍ – VYČERPÁVAJÍCÍ	0	1	2	3
KŘEČOVITÁ	0	1	2	3	OSLABUJÍCÍ	0	1	2	3
HLODAVÁ	0	1	2	3	VZBUZUJÍCÍ STRACH	0	1	2	3
PALČIVÁ	0	1	2	3	DEPRIMUJÍCÍ - KRUTÁ	0	1	2	3
TUPÁ	0	1	2	3					

Příloha č. 5: Dotazík pro vnitřní zpětnou vazbu

Datum: _____

Skupina

Identifikační
číslo

Uvědomoval/a jste si přenášení váhy do stran?	ANO	NE
Uvědomoval/a jste si přenášení váhy vpřed a vzad?	ANO	NE
Uvědomoval/a jste si dobu trvání?	ANO	NE
Uvědomoval/a jste si počet projetych branek?	ANO	NE
Uvědomoval/a jste si pohyby vašeho těla?	ANO	NE
Uvědomoval/a jste si polohu vašeho těla?	ANO	NE

Příloha č. 6: Informovaný souhlas

Jméno: _____

Datum narození: _____

Popis výzkumu

Účel výzkumu

Účelem mé diplomové práce je zjistit vliv zpětné vazby na nespecifické bolesti zad.

Použité postupy

Vstupní a závěrečné vyšetření zahrnuje určení vašich balančních schopností a vaší stability. Ostatní návštěvy zahrnují simulaci slalomu, u níž se předpokládá zlepšení vaší stability a následně zmenšení vašich bolestí zad. Nelze vyloučit, že v některých případech bude léčba neúčinná. Testy a terapie probíhají na Wii Balance Board. Doba trvání je 10 návštěv, 2x až 3x týdně, podle vašich časových možností.

Očekávaný přínos

- a) pro vás očekáváme zmenšení bolesti zad
- b) obecným přínosem je zjištění vlivu zpětné vazby a další možnosti využití těchto znalostí ve zdravotnické praxi

Alternativní postupy léčby

Běžně užívaná léčba – léčebná tělesná výchova.

Zachování důvěrnosti údajů

Prohlašuji, že všechny získané údaje jsou přísně důvěrné a v mé práci se objeví pouze jako statistický souhrn, tj. bez uvedení jmen a dat narození.

Další postup po ukončení studie

Pokud chcete být informováni o výsledcích diplomové práce, uveďte prosím svoji korespondenční nebo e-mailovou adresu:

Prohlašuji, že se studie účastním dobrovolně a jsem si vědom/a možnosti ji kdykoli ukončit.

Dále prohlašuji, že nespádám ani do jedné této kategorie: těhotné, nezletilí, vězni, vojáci a nesvéprávní

V Praze dne: _____

Podpis _____

Příloha č. 7: Souhrn výsledků vlivu simulace slalomu na stabilitu stoje

	OO	ZO	PDK	LDK	TA
MD	x	x	x	x	x
MD AP	↑	x	x	x	x
MD ML	x	x	x	x	x
RMS dis	x	x	x	x	x
RMS dis ML	↓	x	x	x	x
RMS dis AP	x	x	x	x	x
SW	x	x	x	x	↑
MV	x	x	x	x	↑
RMS vel	x	x	x	x	↑

↓ statisticky významné snížení hodnot

↑ statisticky významné zvýšení hodnot

x statisticky nevýznamný výsledek

Příloha č. 8: Souhrn výsledků vlivu přidání zpětné vazby na stabilitu stoje v procentech

	OO	ZO	PDK	LDK	TA
MD	↓skupina1	↓skupina1	x	↑skupina2	x
MD AP	x	x	x	↑skupina2	x
MD ML	↓skupina1	↓skupina1	x	x	x
RMS dis	↓skupina1	↓skupina1	x	x	x
RMS dis ML	↓skupina1	↓skupina1	x	x	x
RMS dis AP	x	x	x	↑skupina2	x
SW	↓skupina1	↓skupina1	x	x	x
MV	x	↓skupina1	x	x	x
RMS vel	x	↓skupina1	x	x	x

↓ statisticky významné snížení hodnot

↑ statisticky významné zvýšení hodnot

x statisticky nevýznamný výsledek

Příloha č. 9: Souhrn výsledků vlivu přidané zpětné vazby na stabilitu stoje v první a druhé skupině při porovnání vstupního a konečného měření

	OO	ZO	PDK	LDK	TA
MD	x	↓skupina1	x	↑skupina1	x
MD AP	↑skupina2	x	x	↑skupina1	x
MD ML	↓skupina1	↓skupina1	x	x	x
RMS dis	x	↓skupina1	↑skupina1	x	x
RMS dis ML	↓skupina1	↓skupina1	x	x	x
RMS dis AP	x	x	x	↑skupina1	x
SW	x	x	x	x	↑skupina1
MV	x	↓skupina1	x	x	x
RMS vel	x	↓skupina1	x	x	x

↓ statisticky významné snížení hodnot

↑ statisticky významné zvýšení hodnot

x statisticky nevýznamný výsledek