

**UNIVERZITA KARLOVA**

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**MOŽNOSTI OVLIVŇOVÁNÍ POSTURÁLNÍ STABILITY  
U SENIORŮ**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc. Ing. František Zahálka, Ph.D.

Vypracovala:

Bc. Hana Kratochvílová

Praha, 2017

Prohlašuji, že svou závěrečnou diplomovou práci na téma „Možnosti ovlivňování posturální stability u seniorů“ jsem zpracovala samostatně a uvedla jsem všechny použité informační zdroje a literaturu, ze kterých jsem čerpala. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne: .....

Podpis: .....

**Poděkování:**

Na tomto místě bych ráda poděkovala Doc. Ing. Františku Zahálkovi, Ph.D. za odborné vedení práce, organizaci měření a pomoc při zpracování výsledků. Dále pak Mgr. Jitce Marenčákové za pomoc při měření a cenné rady při psaní textu práce. Velký dík také patří skupině seniorek, které absolvovaly celý cvičební program i časově náročné měření. Děkuji také blízkým osobám za podporu a pomoc.

# **ABSTRAKT**

## **Název:**

Možnosti ovlivňování posturální stability u seniorů

## **Cíle:**

Cílem práce je posoudit, zda u žen, které absolvovaly pětítýdenní pravidelný skupinový cvičební program, zaměřený na zlepšení rovnováhy, zvýšení svalové síly a rozsahu pohybu dolních končetin, dojde ke zlepšení vybraných parametrů statické posturální stability.

## **Metody:**

Výzkumu se zúčastnilo celkem 9 žen ve věku nad 65 let. Intervenční program byl sestaven na základě poznatků z literárních zdrojů. Analýza vlivu intervence na vybrané parametry posturální stability byla provedena pomocí základního antropometrického měření a tenzometrických desek RS Footscan® Balance 7.6 second generation (RSscan International, Belgium).

## **Výsledky:**

U seniorek došlo ke zlepšení všech měřených parametrů statické posturální stability. Signifikantní zlepšení bylo zaznamenáno u širokého a úzkého stoje se zavřenými očima. Z výsledků lze čerpat při plánování preventivní intervence například v rámci seniorských klubů.

## **Klíčová slova:**

Posturální stabilita, seniorky, skupinové cvičení, balanční cvičení

# **ABSTRACT**

## **Title:**

Effect of exercise on postural stability parameters in senior's age

## **Objectives:**

The aim of this study is to assess the effects of a regular group exercise on specific parameters of postural control in seniors. The intervention was composed based on a literary review and consisted of strength, flexibility and balance exercises.

## **Methods:**

The sample consisted of nine women older than 65 years. To evaluate the differences in selected parameters of static postural control before and after intervention the pressure plates RS Footscan® Balance 7.6 second generation (RSscan International, Belgium) were used.

## **Results:**

All of the measured parameters of static postural control improved, particularly when standing without visual control. The results can be helpful in planning of preventive exercise programs for seniors.

## **Key words:**

Postural control, seniors, group exercise, balance exercise

# OBSAH

<b>1</b>	<b>SEZNAM ZKRATEK .....</b>	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>ÚVOD.....</b>	<b>9</b>
<b>3</b>	<b>TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....</b>	<b>10</b>
3.1	POSTURA .....	10
3.2	POSTURÁLNÍ STABILITA.....	10
3.2.1	Biomechanické faktory.....	10
3.2.2	Neurofyziologické faktory.....	12
3.3	HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY.....	14
3.3.1	Klinické pozorování.....	14
3.3.2	Ostatní klinická vyšetření .....	15
3.3.3	Funkční testování.....	15
3.3.4	Přístrojová vyšetření .....	16
3.4	POSTURÁLNÍ STABILITA U SENIORŮ.....	18
3.4.1	Změny senzorického systému .....	18
3.4.2	Změny řídicího systému .....	19
3.4.3	Změny pohybového systému .....	19
3.4.4	Změny posturálních strategií .....	19
3.4.5	Geriatrická onemocnění.....	20
3.5	MOŽNOSTI OVLIVNĚNÍ POSTURÁLNÍ STABILITY U SENIORŮ.....	21
3.5.1	Využití aktivního cvičení.....	21
3.5.2	Využití pasivních přístupů.....	26
3.6	SHRNUTÍ POZNATKŮ DOSAVADNÍHO VÝZKUMU .....	27
<b>4</b>	<b>CÍLE A HYPOTÉZY .....</b>	<b>29</b>
4.1	CÍL PRÁCE.....	29
4.2	ÚKOLY PRÁCE .....	29
4.3	VĚDECKÁ OTÁZKA .....	29
4.4	HYPOTÉZY .....	29
<b>5</b>	<b>METODIKA.....</b>	<b>30</b>
5.1	METODICKÝ POSTUP U TEORETICKÉ ČÁSTI PRÁCE.....	30
5.2	VÝZKUMNÝ SOUBOR.....	30
5.3	VÝZKUMNÁ METODA.....	30
5.4	PRŮBĚH MĚŘENÍ.....	30
5.5	HODNOCENÉ PARAMETRY .....	31
5.6	ZPRACOVÁNÍ DAT .....	31
5.7	INTERVENCE.....	31
5.7.1	Skladba cvičební jednotky .....	31
<b>6</b>	<b>VÝSLEDKY .....</b>	<b>38</b>
	HODNOCENÍ STATICKE POSTURÁLNÍ STABILITY .....	38
6.1	Výsledky vstupního měření .....	38
6.2	Výsledky výstupního měření .....	39
6.3	Porovnání vstupního a výstupního měření .....	40
6.4	Výsledky jednotlivých typů stoje .....	42
6.4.1	SS OO .....	42
6.4.2	SS ZO .....	43
6.4.3	US OO .....	44
6.4.4	US ZO.....	45
6.5	Romberg index .....	46
6.6	Individuální výsledky probandů.....	46
<b>7</b>	<b>DISKUZE.....</b>	<b>53</b>

<b>8</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>57</b>
<b>9</b>	<b>SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....</b>	<b>58</b>
<b>10</b>	<b>PŘÍLOHY .....</b>	<b>67</b>
<b>10.1</b>	<b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>67</b>

# 1 SEZNAM ZKRATEK

AS	Area of Support (opěrná plocha)
BBS	Berg Balance Scale
BS	Base of Support (opěrná báze)
COG	Centre of Gravity
COM	Centre of Mass (těžiště)
COP	Centre of Pressure
CNS	Centrální nervový systém
DK	Dolní končetiny
EMG	Elektromyografie
FRT	Functional Reach Test
HK	Horní končetiny
SS OO	Stoj o široké bázi s otevřenýma očima
SS ZO	Stoj o široké bázi se zavřenýma očima
US OO	Stoj o úzké bázi s otevřenýma očima
US ZO	Stoj o úzké bázi se zavřenýma očima
TTW	Total Travel Way (celková dráha průmětu těžiště do opěrné báze)
TUG	Timed Up and Go Test
PNF	Proprioceptivní Neuromuskulární Facilitace
PS	Posturální stabilita



## 2 ÚVOD

Přirozený civilizační vývoj je spojen s prodlužováním délky života. S rozvojem moderních diagnostických a terapeutických postupů dochází k odstraňování příčin předčasné úmrtnosti a tím stoupá i počet lidí nad konvenční hranici stáří 65 let. Vzrůstá tedy i potřeba zabývat se problematikou této populační skupiny jak po stránce zdravotní, tak i sociální či ekonomické.

Stárnutí je přirozený proces organismu, který je doprovázen snižováním funkčních schopností a rozvojem degenerativních změn. Ke změnám dochází ve všech tělesných systémech včetně senzorického, řídicího i pohybového. Tyto systémy se podílí na zajištění posturální stability, což je klíčová schopnost potřebná pro udržení stabilního stoje a chůze. U starších osob tato schopnost klesá a zvyšuje se tak riziko pádů, které s sebou mohou přinášet závažné zdravotní komplikace. Je tedy potřeba zabývat se možnostmi pozitivního ovlivnění různých parametrů posturální stability pro prevenci pádů a zkvalitnění života starších lidí.

Tato diplomová práce se zabývá problematikou posturální stability jako takové a změnami, které ji během stárnutí doprovází. Dále potom navazuje přehled možností jejího ovlivnění, které jsou dle aktuálních výzkumných poznatků využity u této specifické věkové skupiny.

V praktické části práce je na základě zjištěných poznatků sestavena vhodná intervence a provedeno její ověření na skupině probandů.

Cílem práce je posoudit, zda u žen, které absolvovaly pětítýdenní pravidelný skupinový cvičební program, zaměřený na zlepšení rovnováhy, zvýšení svalové síly a rozsahu pohybu dolních končetin, dojde ke zlepšení vybraných parametrů statické posturální stability, měřené na přístroji RS Footscan® Balance 7.6 second generation (RSscan International, Belgium).

## 3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

### 3.1 POSTURA

Dle Koláře (2009) chápeme posturu jako „aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil.“ Hlavní význam zde má síla gravitační. Postura je součástí každé polohy a je základní podmínkou jakéhokoli pohybu (Kolář, 2009). Véle (2006) definuje posturu jako klidovou polohu těla vyznačující se určitým uspořádáním pohybových segmentů. Máme-li úmysl udělat pohyb, změní se klidová poloha v polohu pohotovostní, která přechází před zamýšleným pohybem do účelově orientované polohy (Véle, 2006). Postura je zajištěna svalovou aktivitou, řízenou CNS a vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu, tedy trupu, krku a hlavy (Vařeka & Vařeková, 2009). Kolář (2009) toto aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil nazývá posturální stabilizací.

### 3.2 POSTURÁLNÍ STABILITA

Posturální stabilitu (PS) lze definovat jako schopnost zajistit takové držení těla, které zabraňuje nezamýšlenému anebo neřízenému pádu. Jedná se o proces, kterým tělo reaguje na změny zevních a vnitřních sil (Kolář, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009). Tento proces se uplatňuje jak při klidovém stoji, tak při lokomoci, či jiném dynamickém pohybu. Hovoříme o tzv. statické a dynamické posturální stabilitě (Winter, 1995). Při udržování klidového stoje dochází ke korekci drobných výchylek těžiště tak, aby se těžiště stále promítalo do opěrné báze (Samuel et al., 2015). Při lokomoci dochází k uplatnění zcela jiných mechanismů. Jelikož dochází ke kontinuálnímu stavu nerovnováhy, kdy se průmět těžiště vychyluje před opěrnou bázi, neřízenému pádu lze předejít pouze umístěním švihové dolní končetiny před tento průmět těžiště (Winter, 1995).

Posturální stabilita je ovlivněna mnoha faktory, které lze rozdělit na biomechanické a neurofyzilogické (Kolář, 2009).

#### 3.2.1 Biomechanické faktory

##### 3.2.1.1 *Opěrná plocha a opěrná báze*

Posturální stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze (Kolář, 2009). Opěrnou plochu (Area of Support – AS) lze definovat jako plochu kontaktu podložky s povrchem těla, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze (Base of

Support – BS). Opěrná báze je plocha ohraničená nejvzdálenějšími body AS (opěrná plocha obou dolních končetin plus část podložky mezi nimi). Aby byla zajištěna posturální stabilita, je nutné, aby se v každém okamžiku těžiště promítalo do opěrné báze. Čím větší je opěrná báze, tím vyšší je posturální stabilita (Kolář, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009; Winter, 1995).

### **3.2.1.2 Hmotnost**

Kolář (2009) uvádí, že posturální stabilita je přímo úměrná hmotnosti těla. Osoby s vyšší hmotností by tedy měly být stabilnější než osoby s hmotností nižší.

### **3.2.1.3 Poloha těžiště**

Těžiště (Centre of Mass – COM) lze definovat jako hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla (Vařeka & Vařeková, 2009). Výška jeho umístění ve vertikální ose nad opěrnou bází je nepřímo úměrná posturální stabilitě (Kolář, 2009). Osoby vyššího vzrůstu by tedy měly mít horší stabilitu než osoby vzrůstu nižšího.

Poloha těžiště závisí na tvaru těla a poloze hybných segmentů. Posturální stabilitu tedy ovlivňuje i držení těla. Podle autorů Shumway-Cook & Woollacott, (2007) vzpřímené držení při správném nastavení minimalizuje vliv gravitační síly na aktivitu antigravitačních svalů.

Poloha těžiště se nemění pouze se změnou polohy jednotlivých segmentů, ale také při přidání či odebrání zátěže do soustavy. Tuto změnu je nutné kompenzovat změnou postavení ostatních segmentů.

### **3.2.1.4 Průmět těžiště do opěrné báze ve vztahu ke středu opěrné báze**

Průmět těžiště do roviny opěrné báze bývá označován anglickým termínem Centre of Gravity (COG) (Vařeka & Vařeková, 2009). Posturální stabilita je nepřímo úměrná vzdálenosti mezi COG a středem opěrné báze (Kolář, 2009). Se zvětšující se vzdáleností se zároveň zvyšuje úroveň potřebné svalové aktivity pro zajištění PS. Cílem je udržení COG v rámci opěrné báze. Jakmile se jednou ocitne COG mimo BS, není možné, aby se vrátilo zpět pouze za působení svalové aktivity. Je tedy nutné změnit BS přemístěním AC, tedy provedením kroku (Vařeka & Vařeková, 2009).

### **3.2.1.5 Charakter opěrné plochy**

Dle Koláře (2009) je posturální stabilita nepřímo úměrná sklonu opěrné plochy k horizontální rovině. Důležitým aspektem je i její povrch. Úroveň posturální stability je výrazně vyšší na rovném pevném povrchu, než na měkkém či kluzkém. Noha musí přilnout k podložce tak, aby byl zajištěn kvalitní převod zátěže z nožních kloubů na opěrnou plochu (Gryc, 2014).

### **3.2.2 Neurofyzilogické faktory**

Neurofyzilogický systém zajišťující posturální stabilitu má tři hlavní složky – senzorickou (skládající se z propiocepce, exterocepce, zraku a vestibulárního systému), řídící složku (centrální nervový systém) a výkonnou složku (kosterní svaly) (Vařeka & Vařeková, 2009). Na udržování posturální stability se podílí i některé faktory, které lze zahrnout do neurofyzilogického systému. Patří sem například věk, pohlaví, psychické procesy, únava a další.

#### **3.2.2.1 Senzorická složka**

Senzorická složka provádí analýzu podnětů, které na organismus působí ze zevního i vnitřního prostředí. Skládá se z receptorů, aferentních drah, subkortikálních jader a projekčních korových oblastí (Rokyta, 2000). Ve vztahu k udržování posturální stability se nejvíce uplatňují informace ze somatosenzorického, vestibulárního a zrakového systému. Tyto informace musí být integrovány v rámci centrálního nervového systému v určitém poměru, aby byly přesně analyzovány aktuální podmínky prostředí. Pokud se změní prostředí, dojde ke změně poměru využití jednotlivých senzorických složek. V dostatečně osvětleném prostředí při stoji na rovném pevném povrchu využívá zdravý člověk somatosenzorické informace ze 70 %, zrak z 10 % a informace z vestibulárního aparátu z 20 %. Pokud se povrch znestabilní, zvýší se podíl vestibulární a zrakové složky a sníží se závislost kontroly orientace postury na somatosenzorice. Schopnost měnit poměr vjemů z jednotlivých senzorických systémů v závislosti na změně vnějších podmínek je základním předpokladem udržení posturální stability (Horak, 2006). Dle autorky Toledo et al. (2014) se u jednotlivých somatosenzorických systémů liší prahové hodnoty pro vnímání pohybu. Vizuelní a vestibulární prahové hodnoty jsou vyšší, než je prahová hodnota propiocepce. To znamená, že pro registraci pohybu zrakovým a vestibulárním aparátem je zapotřebí vyšších výchylek těžiště.

### **3.2.2.2 Řídící složka**

V centrálním nervovém systému (CNS) probíhá analýza aferentních podnětů, na jejichž podkladě se vytváří adekvátní strategie motorické odpovědi. V mozkovém kmeni se nachází centra zodpovědná za změny svalového tonu ve smyslu facilitace i inhibice. Odsud probíhá přes eferentní dráhy aktivace svalových mechanismů, zodpovědných za udržování posturální stability. Rychlost této aktivace se liší pro podněty z jednotlivých senzorických systémů. Na vizuální podněty se dostaví svalová odpověď pomaleji (200 ms) než na podněty ze somatosenzorického systému (80-100 ms) (Samuel et al., 2015).

### **3.2.2.3 Výkonná složka**

Výkonnou složku zajišťují kosterní svaly, pracující v přesných pohybových vzorcích, určených pro udržování PS. Jedná se o svalovou koaktivaci, při které CNS funkčně zapojuje jednotlivé svaly ve vzájemné spolupráci. Byly popsány dvě základní strategie – hlezenní a kyčelní. Ty se zapojují v různé míře při působení antero-posteriorních a mediolaterálních výchylek (Samuel et al., 2015).

### **3.2.2.4 Hlezenní a kyčelní strategie**

Pokud dochází k malým výchylkám v antero-posteriorním směru a opěrná plocha je relativně pevná, využívána je téměř výhradně strategie hlezenní. Pohyb se odehrává v hlezenním kloubu a trup i dolní končetiny se při něm pohybují společně v jedné fázi. Při klidovém stoji, je-li těžiště vychýleno anteriorním směrem, zvýší se aktivita m. triceps surae (cca 90-100 ms od zaregistrování této výchylky somatosenzorikou) a dochází k plantární flexi, která brání pohybu těla vpřed. Následně se aktivují hamstringy a paravertebrální svaly (se zpožděním asi 20-30 ms od aktivace m. triceps surae) udržující kolenní a kyčelní klouby a páteř v extendované poloze. Výchylky posteriorním směrem jsou kompenzovány podobným mechanismem se zapojením svalů m. tibialis anterior, m. kvadriceps femoris a břišních svalů. Jelikož se při hlezenní strategii svaly zapojují postupně od akry až k trupu, lze ji pojmenovat jako strategii disto-proximální (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Medio-laterální pohyb je v hlezenních i kolenních kloubech téměř nemožný, proto je pro výchylky tímto směrem primárně využita strategie kyčelní, při které dochází k pohybům trupu a addukci jedné a abdukci druhé DK. Dolní končetiny se při

něm pohybují v opačné fázi než trup. Při této strategii dochází k proximo-distální svalové aktivaci. Zapojení trupového svalstva, adduktorů a abduktorů předchází zapojení svalstva v oblasti kotníků. Tato strategie je také využita, jedná-li se o výraznější či rychlejší výchylky těžiště antero-posteriorním směrem, nebo je-li nestabilní stojný povrch (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

V závislosti na podmínkách okolního prostředí je CNS schopno přepínat mezi oběma strategiemi, respektive přikládat jedné či druhé vyšší podíl při aktuálním zajištění stabilizace. Vždy však dochází k zapojení obou současně. V situaci, kdy jsou obě strategie nedostačující a hrozí neřízený pád, aktivuje se strategie kroková. Pokud dochází k vychýlení těžiště mimo opěrnou bázi, dochází k úkroku jedné DK ve směru výchylky. Tento mechanismus se uplatňuje také při iniciaci chůze i lokomoci jako takové (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

### **3.3 HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY**

Existuje celá řada možných přístupů či nástrojů pro hodnocení posturální stability. Diabolová et al. (1998) rozděluje vyšetřovací metody na somatoskopické (klinické), které běžně předchází metodám somatografickým (přístrojovým). V rámci obou typů těchto metod rozlišujeme vyšetření statická a dynamická (Vařeka, 2002). V praxi se můžeme setkat s využitím klinického pozorování, klinického funkčního testování a přístrojovým vyšetřením (například posturografie a kinematická analýza).

#### **3.3.1 Klinické pozorování**

Klinické pozorování stoje a chůze je nejjednodušším typem vyšetření posturální stability. Toto vyšetření je časově nenáročné a nevyžaduje žádné přístrojové vybavení. Hlavní nevýhodou je však subjektivita hodnocení, závislé na osobě vyšetřujícího, a také problematické zaznamenání a porovnání výsledků pozorování (Dršata, 2008).

##### **3.3.1.1 Vyšetření stoje**

Nejjednodušším typem stoje je stoj přirozený, tedy stoj o středně široké bázi s otevřenými očima. Při poruše stabilizace při něm lze pozorovat zvýšené kolísání a „hru šlach“ v oblasti nohy. Porucha stabilizace se také projevuje subjektivně pocitem nejistoty až závratí. Její rozsah lze zvýraznit zúžením stojné báze nebo vyloučením zrakové kontroly. Důležité je i vyšetření stoje na jedné dolní končetině, jelikož k tomuto typu konfigurace tělesných segmentů dochází při chůzi ve švihové fázi

kroku. Při vyšetření lze také využít působení zevní síly kolmo na osu těla, například úder na hrudník (Véle, 2006).

#### *3.3.1.1.1 Rombergova zkouška I, II, III*

Jedná se o vyšetřovací postup, který hodnotí úroveň titubací u 3 typů stoje. Jako Stoj I se označuje stoj s chodidly vzdálenými na šířku ramen. Při Stoji II jsou chodidla těsně u sebe a Stoj III obnáší vyřazení zrakové kontroly (Véle, 2006).

#### *3.3.1.1.2 Stoj na 2 vahách*

Toto vyšetření se využívá pro hodnocení rozložení zátěže dolních končetin. Stranový rozdíl by neměl být vyšší než 5 kg (Dvořák, 2000).

#### **3.3.1.2 Vyšetření chůze**

Při vyšetření chůze se hodnotí stabilita pohybového rytmu. Pokud je přítomna porucha, dochází k náhlým deviacím, které mohou přecházet až ke sklonům k pádu. Stálost vertikální polohy se vyšetřuje při chůzi vpřed i vzad při otevřených i zavřených očích. Hodnotí se iniciace i terminace chůze, krokový rytmus, odvíjení chodidla, synkinéza horních končetin atd. Následně se testuje i chůze modifikovaná o zúžené bázi, chůze po špičkách, po patách či v podřepu. Při těchto modifikacích se odhalí specifické nedostatky, zejména snížená síla jednotlivých svalových skupin (Véle, 2006).

#### **3.3.2 Ostatní klinická vyšetření**

Mezi klinická vyšetření některých parametrů ovlivňujících posturální stabilitu lze zařadit i metody diagnostiky svalových dysbalancí, například Jandův test zkrácených svalů, nebo funkční vyšetření jako například Tomayerova zkouška (Vařeka & Vařeková, 2009).

#### **3.3.3 Funkční testování**

Další možností hodnocení posturální stability jsou funkční testy. Využití nachází zejména při hodnocení aktuálního stavu pacienta ve vztahu k normě výsledků pro určitou věkovou skupinu či konkrétní onemocnění. Hojně se také využívají pro posouzení účinnosti terapeutické intervence. V rámci testů jsou hodnoceny úkoly, které mají úzký vztah k běžným denním aktivitám. V porovnání s klinickým pozorováním jsou tyto testy méně ovlivněny subjektivitou hodnotitele. Testy mají

svoji standardizovanou podobu a přesně daný systém hodnocení. Nejvíce využívané testy jsou Timed Up and Go Test, Functional Reach Test, Berg Balance Scale a další (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

#### **3.3.3.1 Timed Up and Go Test (TUG)**

Tento test byl vyvinut jako nástroj pro rychlý screening poruch rovnováhy u seniorů. Výchozí poloha je sed na židli, ze které má testovaná osoba za úkol vstát, ujít 3 metry, otočit se a vrátit se zpět do výchozí polohy. Člověk bez poruchy celkové mobility a rovnováhy by tento úkol měl být schopen splnit do 10 sekund. V závislosti na věku stoupá průměrná doba provedení úkolu (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

#### **3.3.3.2 Funcional Reach Test (FRT)**

Functional Reach Test hodnotí maximální dosaženou vzdálenost horní končetinou v horizontální rovině (při 90stupňové flexi v ramenním kloubu) z výchozí pozice, kterou je klidový stoj. Osoba stojí o středně široké bázi, kterou nesmí během testu měnit (nesmí dojít k posunu DK či kroku). Průměrná dosažená vzdálenost se liší u jednotlivých věkových skupin a pohlaví. Duncan (1990) tvrdí, že ženy ve věku 20-40 let dosahují průměrně 14,6 cm a ve věku 70-87 let 10,5 cm. Výsledky testovaných osob se porovnávají s uvedenými normami (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

#### **3.3.3.3 Berg Balance Scale (BBS)**

Berg Balance Scale je komplexní testovací nástroj pro hodnocení posturální stability a rizika pádů u seniorů. Skládá se ze 14 dílčích úkolů, které jsou hodnoceny 0-4 body. Za samostatné provedení úkolu získá testovaná osoba 4 body. Při nemožnosti provedení úkolu či potřebě asistence je bodové ohodnocení nižší. Úkoly zahrnují například samostatný stoj o úzké bázi po dobu 1 minuty, usedání na židli, zvedání předmětu ze země atd. Celkové skóre určuje pravděpodobnost pádu (čím nižší skóre, tím vyšší riziko) (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

#### **3.3.4 Přístrojová vyšetření**

Pro lepší objektivizaci a přesnější vyhodnocení naměřených dat se využívá moderní přístrojová technika. Její výhodou je nezávislost na subjektivitě hodnotitele, specifická měřených dat a senzitivita i k drobným výchylkám. Nevýhodou jsou vysoké pořizovací náklady, prostorová náročnost a vyšší nároky na odbornost



personálu z hlediska schopností interpretace výsledků. Mezi nejběžněji používané přístrojové metody patří například posturografie a kinematická analýza (Kolář, 2009).

#### **3.3.4.1 Posturografie**

Posturografie je elektrofyzilogická vyšetřovací metoda, která se používá ke kvalitativnímu hodnocení posturální stability. Měření se provádí na statické nebo dynamické (pohybující se) plošině (Kolář, 2009; Dršata, 2007).

Při vyšetření se hodnotí reakční síly a jejich rozklad ve třech vzájemně kolmých rovinách. Jedná se o sílu tíhovou a reakční síly svalů, které vyrovnávají oscilace těžiště během stoje. Jednotlivé složky těchto sil (anterioposteriorní, mediolaterální a vertikální) jsou snímány tenzometry umístěnými v rozích plošiny. Ze získaných hodnot se vypočítává Centre of Pressure (COP), které reprezentuje vážený průměr všech reakčních sil. Plošina registruje polohu COP v čase (Kolář, 2009).

Výstupními parametry jsou velikost amplitudy vychýlení COP v anterioposteriorním a mediolaterálním směru, délka trajektorie, kterou urazí COP během měření (Total Travel Way – TTW) a plochu konfidenční elipsy, kterou tvoří všechna zaznamenaná COP v celkovém čase (Kolář, 2009).

Z výsledků jsme také schopni určit podíl jednotlivých senzorických systémů na kontrole rovnováhy. Během vyšetření máme možnost vyloučit zrakovou kontrolu, nebo změnit proprioceptivní informace z podložky, znestabilněním stojného povrchu pomocí pěnové podložky (Kolář, 2009).

Z technického hlediska jsou využívány dva základní principy plošin. Princip silových plošin (Kistler) a tlakových plošin (Footscan), které umožňují podrobnější analýzu rozložení tlaků pod každou DK (Vareka, 2002b).

#### **3.3.4.2 3D kinematická analýza**

3D kinematická analýza umožňuje stanovit COM a změny jeho polohy v prostoru, stejně tak jako polohu jednotlivých segmentů těla během pohybu. Umožňuje tak zkoumat kinematické parametry chůze a pohyby jednotlivých skloubení dolní končetiny, pánve i ostatních částí těla. Při měření se využívá systém markerů, které jsou nalepeny na přesně definované části lidského těla. Tyto markery bývají lehké kuličky odrážející infračervené světlo vyslané ze směru snímajících kamer (Kolář, 2009).

### 3.4 POSTURÁLNÍ STABILITA U SENIORŮ

U většiny lidí je proces stárnutí nevyhnutelně doprovázen omezením schopnosti samostatného pohybu a ztrátou rovnováhy (Woollacott, 1993). Řada autorů tvrdí, že věk je jedním z nejdůležitějších faktorů ovlivňujících posturální stabilitu. To je spojeno s postupným úbytkem funkcí senzorického, řídicího i motorického systému. S vyšší četností se také objevují různá onemocnění (Abrahamová & Hlavačka, 2007). Dle studie autora Colledge et al. (1994) celková dráha výchylek těžiště (TTW) během klidového stoje se se zvyšujícím se věkem lineárně narůstá. Vztah mezi věkem a posturální stabilitou potvrzují i jiní autoři (Horak, 2006; Abrahamová & Hlavačka 2008; Faraldo-García et al., 2016).

Ve své studii z roku 2007 autoři Abrahamová a Hlavačka předpokládají, že jedna třetina až polovina populace nad 65 let má problém s udržováním posturální stability. Kinsella & Phillips (2005) tvrdí, že v rozvinutých zemích má poměr této populace v rámci společnosti vzrůstající tendenci. Vzrůstá tedy i potřeba vhodné intervence pro zlepšení některých parametrů posturální stability pro prevenci pádů u těchto osob.

Procesem stárnutí dochází v organismu k následujícím změnám.

#### 3.4.1 Změny senzorického systému

Ztráta citlivosti receptorů periferního nervového systému byla zaznamenána u většiny starších osob, kterým však nebylo diagnostikováno žádné konkrétní onemocnění, které by tyto změny způsobilo. Tyto změny jsou tedy považovány za normální důsledek stárnutí (Horak et al., 1989).

Autor Speers et al. (2002) poukazuje na to, že s věkem klesá počet vláken vestibulárního nervu a snižuje se počet vláskových buněk v polokruhových kanálcích i v obou váčcích vestibulárního orgánu. Autorka Woollacott (1993) hovoří o redukci počtu těchto buněk až o 40 % u osob nad 70 let věku. To přispívá ke zvýšení prahu dráždivosti vestibulárního ústrojí (Speers et al., 2002).

Lidé vyššího věku také vykazují významný pokles zrakových funkcí (Lord, Menz, 2000). Zhoršuje se prokrvení sítnice, čímž dochází k její degeneraci, a zvyšuje se také četnost očních vad a onemocnění (Chen et al., 2016). Na podkladě těchto patologických změn dochází ke snížení citlivosti zrakových buněk a zhoršení prostorové orientace (Speers et al., 2002).

S přibývajícím věkem se také zvyšuje práh dráždivosti proprioceptorů a

exteroceptorů. Dochází ke zhoršení kvality aference informující CNS o zahájení i průběhu pohybu v jednotlivých kloubech, či o aktuálním nastavení jejich úhlů (Speers et al., 2002). Snižuje se také vibrační citlivost v oblasti kotníků (Manchester et al., 1989).

### **3.4.2 Změny řídicího systému**

Postupným fyziologickým i patologickým degenerativním změnám podléhá i centrální nervový systém. Klesá úroveň kvality analýzy informací z jednotlivých senzorických orgánů a snižuje se i schopnost rychlé změny poměru jejich využití v reakci na změny aktuálních podmínek prostředí (Abrahamová & Hlavačka, 2007; Yeh et al., 2015). V případě, že jsou schopnosti rychlé změny poměru využití jednotlivých senzorických vstupů zachovalé, dokáže člověk kompenzovat s věkem spojené drobné patologie senzorických orgánů (Speers et al., 2002). Procesem stárnutí také dochází k prodlužování reakční doby mezi vstupem senzorického podnětu a motorickou odpovědí (Toledo et al., 2014).

### **3.4.3 Změny pohybového systému**

I pohybový systém je ovlivněn stárnutím. Dochází k úbytku svalové hmoty, snižuje se svalová síla a dochází k postupné ztrátě svalové funkce (Cruz-Jentoft et al., 2010). Autor Azzabou et al. (2015) hovoří o přestavbě svalové tkáně. Svalová vlákna jsou postupně nahrazována tukovou tkání, a to až z 80 %. Autor Frontera et al. (2000) v této souvislosti zmiňuje histologické změny jednotlivých typů vláken a s tím související úbytek svalové síly. Histologické změny lze pozorovat i u kostí, kde dochází k redukci především osteogenních buněk v periostu (Giordano et al., 2016).

### **3.4.4 Změny posturálních strategií**

U starších osob se vyskytují i četné změny posturálních strategií. Jelikož z mnoha důvodů vzrůstá náchylnost k celkové instabilitě, zapojuje se ve vyšší míře svalová kokontrakce v rámci kyčelní i hlezenní strategie. Tato zvýšená svalová aktivita však dle výzkumu autora Craig et al. (2016) není způsobena ztrátou propiocepce. Naopak, vyšší úroveň svalové kokontrakce byla zaznamenána u osob s patologicky nezměněnou propiocepcí. Předpokládá se, že tato kokontrakce slouží pouze k navýšení propioceptivních vjemů. K tomu může docházet z důvodu snížení vizuální či vestibulární aference na podkladě degenerativních změn. U osob se sníženou přesností propiocepce se naopak více uplatňují informace z ostatních somatosenzorických vjemů. (Horak, Hlavacka, 2001).

### 3.4.5 Geriatrická onemocnění

Lidské tělo v pokročilém věku nepodléhá pouze přirozeným degenerativním změnám, ale je také mnohem náchylnější ke vzniku různých geriatrických chorob. Zvýšená incidence těchto chorob výrazným dílem přispívá ke zhoršení posturální stability. Dle autora Al-Momani et al. (2016) se na zhoršení posturální stability u seniorů podílí cévní mozková příhoda, onemocnění kardiovaskulárního systému, polyneuropatie, artritida, onemocnění kloubů, diabetes mellitus a hypertenze, dále také psychiatrické poruchy a kognitivní deficit.

Autor Timar et al. (2016) potvrzuje vliv onemocnění diabetes mellitus II. typu na posturální stabilitu. Přítomnost diabetické neuropatie dolních končetin snižuje exteroceptivní i propioceptivní vjemy. Autor Stanmore et al. (2013) hovoří o vlivu artritidy na zvýšenou incidenci pádů u seniorů. Důvodem je opět negativní vliv tohoto onemocnění na propiocepci kloubů dolních končetin. Autor Nagymate et al. (2016) uvádí osteoartrózu kolenního kloubu jako jedno z nejběžnějších ortopedických onemocnění u osob nad 65 let věku. Změna postavení kolenního kloubu a s ním související snížení rozsahu pohybu, stejně jako výrazná bolestivost, ovlivňují stereotyp chůze a udržování posturální stability během klidového stoje. Další velmi významnou skupinou onemocnění s negativními vlivy na posturální stabilitu u seniorů jsou degenerativní onemocnění CNS. Jejich vliv na posturální stabilitu potvrzuje například autorka Vervoort et al. (2016), zabývající se problematikou zhoršení PS u seniorů trpících Parkinsonovou chorobou, nebo Berton et al. (2006) zkoumající tutéž problematiku u seniorů s morbus Alzheimer.

### 3.5 MOŽNOSTI OVLIVNĚNÍ POSTURÁLNÍ STABILITY U SENIORŮ

Studie Egerton & Brauer (2009) poukázala na to, že průměrná fyzická zátěž, tedy běžné denní aktivity, jako je například krátká chůze, či nošení břemen, má minimální vliv na zlepšení posturální stability. Předmětem zkoumání jsou tedy různé formy pravidelné pohybové aktivity, která dle American College of Sports Medicine (2009) přispívá ke snižování biologických změn spojených se stárnutím, a tím zlepšuje parametry posturální stability. Kromě samotné pohybové aktivity se však výzkum odehrává i cestou pasivní terapie nebo využitím technických pomůcek.

#### 3.5.1 Využití aktivního cvičení

##### 3.5.1.1 *Metoda Pilates*

Metoda Pilates je označována jako „body-mind exercise,“ tedy cvičení založené na propojení těla a mysli. Mezi její základní principy patří práce s dechem, uvědomění si vlastních pohybů, jejich přesné řízení a plynulé provedení (Cruz-Ferreira et al., 2011). Zpočátku se cvičí s využitím vlastní váhy, později lze využít i speciální pomůcky. Dle některých autorů při pravidelném cvičení dochází ke zlepšení proprioceptivních funkcí a posílení svalů, které jsou součástí motorických strategií, a tím ke zlepšení statické i dynamické posturální stability (Appell et al., 2012; Mesquita et al., 2015). Cvičení slouží také jako prevence či korekce vadného držení těla (Appell et al., 2012). Speciální důraz je kladen na tzv. „powerhouse.“ Tento výraz označuje břišní a zádočné svaly a svaly pánevního dna, které se dle autora Appell et al. (2012) nejvíce podílí na udržování PS. Využití této metody nepředstavuje žádné vážnější riziko, proto ji někteří autoři považují za vhodnou intervenci pro zlepšení některých parametrů PS a prevenci pádů u seniorů (Appell et al., 2012; Kaesler et al., 2008; Mesquita et al., 2015).

Ve studii autora Appell et al. (2012) se skupina 20 probandů zlepšila po desetitýdenní intervenci ve vybraných parametrech statické i dynamické PS. Hodnocení proběhlo pomocí Gleichwichtest, ve kterém účastníci po intervenci dosáhli vyššího počtu bodů než kontrolní skupina. Kaesler et al. (2007) obdobně uvádí signifikantní zlepšení. V jeho výzkumu došlo ke snížení medio-laterálních a antero-posteriorních výchylek průmětu těžiště po desetitýdenní intervenci metodou Pilates. Studie autorky Mesquita et al. (2015) však nedospěla ke stejným závěrům a uvádí zlepšení pouze ve funkčních testech hodnotících dynamickou PS, nikoli

statickou. Někteří autoři nedospěli k významným výsledkům vůbec. Například studie Bird et al. (2012) tvrdí, že po intervenci nebyl zaznamenán výraznější rozdíl mezi cvičící a kontrolní skupinou.

### **3.5.1.2 *Tai Chi***

Tai Chi je bojové umění, které vzniklo ve starověké Číně. Dnes je široce využíváno pro své přínosy pro fyzické i duševní zdraví. V západní kultuře existuje mnoho forem Tai Chi. Nejčastěji se lze setkat se sérií pomalých, přesně koordinovaných pohybů, které integrují dech, mysl a fyzickou aktivitu s cílem dosáhnout uvědomění svého těla a nastolit vnitřní klid a pohodu. Tyto meditativní pohyby jsou určeny k protažení a posílení svalů celého těla, jejich lepšímu prokrvení, zlepšení rovnováhy a propriocepce. Cvičení může být prováděno skupinově i individuálně (Solloway et al., 2016).

Studie autora Manor et al. (2014) se zabývala vlivem Tai Chi na statickou i dynamickou posturální stabilitu u seniorů. Po dvanáctitýdenní intervenci došlo ke zlepšení ve všech využitých testech (Time Up and Go, Berg Balance Scale a Short Physical Performance Battery). Dle pozitivních výsledků bylo Tai Chi tímto autorem označeno za bezpečné a efektivní při terapii posturální stability a chůze. Také výzkum Chang & Zhou (2015) potvrdil účinnost této metody. Po 24týdenní intervenci došlo u probandů ke snížení předozadních i mediolaterálních vychylek při přenášení těžiště v předem daném směru. Tai Chi tedy dle těchto autorů zlepšuje PS v dynamických situacích při běžných denních aktivitách (Chang & Zhou 2015).

### **3.5.1.3 *Senzomotorická stimulace***

Senzomotorická stimulace je cvičební postup, kterým lze ovlivnit motorický projev člověka při chůzi i ve stoji. Jejím cílem je reflexní aktivace svalů v určitém stupni a přesném časovém sledu, která nevyžaduje výraznější zapojení kortikálních struktur, ale probíhá především na subkortikální úrovni (Janda & Vávrová, 1992).

Metodika využívá facilitace proprioceptorů, které ovlivňují řízení stoje a aktivaci spino-cerebello-vestibulárních drah. Pracuje se s facilitací kožních receptorů, receptorů plosky nohy a šíjových svalů (Pavlů, 2002).

Před samotným cvičením probíhá úprava funkce periferních struktur – kůže, podkoží, svalů, kloubů atd., která se provádí pomocí např. pasivních pohybů, protažení zkrácených svalů apod. Poté se přistupuje ke korekci držení těla od

distálních částí k proximálním. Významný je nácvik tzv. malé nohy (Pavlů, 2002). Pokud pacient zvládá korigovaný stoj, přistupuje se k nácviku přenášení váhy, přednímu a zadnímu půlkroku, stojí na jedné dolní končetině, výpadům apod. Následně se přechází k využití balančních pomůcek jako jsou kulové a válcové úseče, točna, balanční sandály, minitrampolína a balanční nafukovací míče. Metodika je otevřená dalším modifikacím (Janda & Vávrová, 1992).

Senzomotorická stimulace byla při terapii posturální stability u seniorů využita například v některých bakalářských pracích (Hloušková, 2016; Prokopová 2011). Ačkoli byly výsledky v obou případech pozitivní, nelze z nich vyvozovat závěry o úspěšnosti terapie, jelikož se ani v jednom z případů nejednalo o statisticky významné výsledky.

#### **3.5.1.4 Cvičení na gymnastickém míči**

Gymnastický míč je hojně využíván jako pomůcka při rehabilitaci, zejména pro korekci vadného držení těla a jako prevence bolestí šíje a zad. Cvičením se zvyšuje svalová síla, zpřesňuje koordinace pohybu a trénují rovnovážné funkce. Dochází při něm díky elastickým vlastnostem míče ke zvýšené stimulaci proprioceptorů a zvýšené aktivaci svalstva v oblasti trupu (Kim, 2016; Seo et al., 2012). Míč je dostupný ve více velikostech a jeho nosnost je až 300 kg, tudíž je vhodný pro osoby každého věku i tělesné konstituce. Tato pomůcka nachází své uplatnění v mnohých fyzioterapeutických konceptech jako je například Bobath koncept, Senzomotorická stimulace nebo v metodě Susanne Klein-Vogelbach. Cvičení lze provádět individuálně i skupinově (Pavlů, 2002).

Vlivu cvičení s využitím gymnastického míče na posturální stabilitu u seniorů se věnovali někteří autoři (Kim, 2016; Seo et al., 2012). Autorka Kim (2016) uvádí, že po čtyřech týdnech intenzivního cvičení se u probandů signifikantně zlepšila posturální stabilita, ve smyslu zvýšení rychlosti a přesnosti provedení pohybu při vyšetření přenášení váhy antero-posteriorním i medio-laterálním směrem. Autor Seo et al. (2012) zaznamenal zlepšení probandů v některých standardizovaných testech jako Timed Up and Go nebo One Leg Standing Time. Tento výzkum však postrádal dostatečný počet probandů pro potvrzení statistické významnosti.

#### **3.5.1.5 Cvičení ve vodním prostředí**

Cvičení ve vodním prostředí je forma cvičení, která využívá přirozeného odporu a vztlaku vody. Cvičení je zaměřené na vytrvalost, sílu, flexibilitu, správné držení těla, aerobní kapacitu a nervo-svalovou koordinaci. Může být využito u lidí různé fyzické zdatnosti i věku. Obsahová náplň je pestrá. Cvičení může zahrnovat obecné prvky plavání, chůzi, běh, protahovací, posilovací a kompenzační cvičení (Labudová-Đurechová, 2005). Díky působení vztlakové síly dochází při pohybu ve vodním prostředí k odlehčení kloubů a také ke zlepšení jejich flexibility. Ve vodě je totiž možné provádět i takové pohyby, které by byly při provedení proti gravitaci příliš náročné (Čechovská et al., 2003). Ve vodním prostředí také díky působení hydrostatického tlaku klesá tepová frekvence a tím se snižuje zatížení kardiovaskulárního aparátu (Janošková & Muchová, 2004). Tato forma cvičení vykazuje pozitivní účinky i při tréninku posturální stability. Při pohybech ve vodním prostředí je díky působení síly vztlakové a odporových sil pro člověka náročnější přesun těžiště. Schopnost udržet se na místě závisí na hloubce vody, typu postavy i složení těla cvičence (Labudová-Đurechová, 2005).

Cvičením seniorů ve vodním prostředí, konkrétně porovnáním cvičení na mělčině a v hloubce bazénu, se poprvé zabýval autor Kaneda et al. (2008). K signifikantnímu zlepšení testovaných parametrů statické posturální stability, měřené na tenzometrické desce, došlo v obou případech, avšak lepší účinky na posturální stabilitu dle této studie vykazuje cvičení v mělkém vodním prostředí, kdy osoba dosáhne dolními končetinami na dno bazénu.

#### **3.5.1.6 Proprioceptivní neuromuskulární facilitace**

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) je terapeutický koncept, který pracuje na podstatě ovlivnění aktivity motorických neuronů předních rohů míšních prostřednictvím aferentních impulzů ze svalových, šlachových a kloubních proprioceptorů, taktilních exteroceptorů a zrakových a sluchových vjemů (Pavlů, 2002). Koncept využívá komplexní diagonální pohyby končetin, hlavy a trupu, při kterých se uplatňuje koaktivace agonistů s antagonisty. Tyto diagonály odpovídají pohybům využívaným v běžném denním životě a ve sportu. Před provedením pohybu je sval uveden do krátkého protažení, čímž se zvyšuje excitabilita motoneuronů. Pohyb je veden manuálním kontaktem terapeuta, který může pohybu



dopomáhat, případně klást odpor. Součástí je i přesný slovní doprovod terapeuta a zraková kontrola pacienta (Pavlů, 2002; Pereira et al., 2012).

Účinnost metodiky PNF na posturální stabilitu u seniorů zkoumala studie Pereira et al. (2012). Po desetitýdenní terapii bylo zjištěno na EMG, že nedošlo k ovlivnění neuromuskulární aktivity ani stupně koaktivace antagonistických svalů. Zvýšila se však svalová síla extenzorů kolene a došlo k pozitivnímu ovlivnění posturální stability, hodnocené pomocí funkčního testu Berg Balance Scale. Ve studii autorky Mesquita et al. z roku 2015 byly porovnávány účinky přístupu PNF a metody Pilates na posturální stabilitu u seniorů. Hodnocení proběhlo na tenzometrické plošině a pomocí standardizovaných testů TUG, BBS a FRT. Nebyl zaznamenán výrazný rozdíl mezi skupinou cvičící Pilates a PNF. Z výzkumu tedy plyne, že obě tyto metody mají pozitivní vliv na PS u seniorů (Mesquita et al. 2015).

#### **3.5.1.7 Taneční terapie**

Tanec je jednou z forem fyzické aktivity, při které dochází k tréninku obratnosti, svalové síly a koordinace pohybů. (Sofianidis et al., 2009). Vedle pohybové složky se zde výrazně uplatňuje i sociální faktor, který mnohdy působí motivačně pro účast na terapii (Filar-Mierzwa et al., 2016). Existuje pestrá škála tanečních stylů. Díky tomu je tato forma pohybové aktivity některými autory považována za vhodnou možnost pozitivního ovlivnění posturální stability a prevence pádů u seniorů.

Výzkum Granacher et al. (2011) se zabýval vlivem pravidelných tanečních lekcí salsy na statickou i dynamickou PS u seniorů. Intervence trvala 8 týdnů a došlo ke zlepšení testovaných parametrů na balanční desce. Svalová síla posturálního svalstva se však výrazněji nezvýšila. Další autor (Sofianidis et al., 2009) hodnotil změny celkové dráhy středu tlakového působení během stoje po 8týdenní taneční terapii tradičních řeckých tanců. U tohoto měřeného parametru však nebyl postintervenčně zaznamenán žádný výrazný rozdíl mezi tančící a kontrolní skupinou.

#### **3.5.1.8 Nintendo Wii**

Systém virtuální reality Nintendo Wii se skládá z pevné stabilometrické plošiny a televizní obrazovky či tabletu. Cvičící osoba stojí na plošině, která snímá aktuální polohu COP, tedy místa průmětu těžiště do opěrné báze. S přenášením váhy se COP přemísťuje a tím dochází ke změnám v aktivitě probíhající ve virtuálním herním

prostředí, které osoba sleduje na obrazovce. V rámci tohoto systému je možné provádět celou řadu herních pohybových aktivit zaměřených na trénink rovnováhy (Park et al., 2015).

Autor Park et al. (2015) ve svém výzkumu porovnával efekt cvičení s využitím virtuální reality Nintendo Wii a balanční cvičení na gymnastickém míči. Po osmitýdenní intervenci se u obou skupin signifikantně snížila hodnota TTW při vyšetření statické posturální stability na tenzometrické desce. Skupina cvičící na plošině však vykázala lepší výsledky. Při stejném testu dosáhly podobných výsledků i někteří další autoři, hodnotící účinky intervence Nintendo Wii na PS například Toulotte et al. (2012).

### **3.5.2 Využití pasivních přístupů**

#### **3.5.2.1 Metoda celotělové vibrace**

Tato metoda využívá vibrační desku, která generuje pravidelné pohyby ve svislém směru. Vibrace se z plosek nohou přenáší do celého těla. Na přístrojích je možné nastavit dva parametry – frekvenci a amplitudu. Deska je schopna generovat frekvenci od 15 do 60 Hz a svislý posuv od 1 do 11 mm. Mechanismus účinku je založen na fyziologických změnách, které jsou důsledkem neuromuskulární facilitace, dráždění vibračních receptorů a zvýšení aktivity svalů v průběhu terapie (Tseng et al., 2016).

Podle studie Cheung et al., ve které 50 seniorek podstoupilo terapii na vibrační desce po dobu šesti týdnů, došlo ke zlepšení dynamické posturální stability ve smyslu zvýšení rychlosti vyšetřovaného pohybu a přesnosti jeho řízení (Cheung et al., 2007). Kawanabe et al. ve své studii prokázal, že se při terapii využívající vibrační plošinu současně s běžným cvičením svalové síly a chůzí zlepšila svalová síla dolních končetin a dynamická posturální stabilita (Kawanabe et al., 2007). Carlucci et al. (2010) se ve svém výzkumu zabýval tím, zda cvičení na vibrační plošině nemůže u seniorů naopak zhoršit schopnosti řízení posturální stability následkem perturbací. Testování před a po terapii neprokázalo signifikantní změnu měřených parametrů (Carlucci et al., 2010).

### **3.5.2.2 Stélky do bot**

Se stélkami do bot se setkáváme nejčastěji při korekci deformit nohy, při potřebě podpory nožní klenby apod. Existují však i některé stélky, které se zaměřují na zlepšení rovnováhy a prevenci pádů u seniorů. Tyto pomůcky fungují na principu stimulace mechanoreceptorů v plosce nohy (Najafi et al., 2013). Stélky mají vliv jak na biomechaniku nohy, tak i na senzorický input, což může současně ovlivnit i kvalitu chůze (Hatton et al., 2013). Stélky s podporou příčné i podélné nožní klenby poskytují zvětšení opěrné báze, což zároveň vede ke zvětšení opěrné plochy. Zvyšuje se tak senzorický input zprostředkovaný mechanoreceptory plosky nohy. Na trhu jsou k dostání na míru vyráběné stélky s podporou podélné i příčné nožní klenby, stélky s plastovými hroty a speciální vibrační stélky.

Studie de Moraes Barbosa et al. (2013) a Mulford et al. (2008) hodnotily dlouhodobý efekt stélek za použití standardizovaného testu Timed Up and Go. V případě studie de Moraes Barbosa et al. pacienti využívali stélky po dobu 4 týdnů a bylo u nich zaznamenáno velké zlepšení v testu, které reprezentuje celkové zlepšení kvality chůze (de Moraes Barbosa et al., 2013). Stejně tak Mulford et al. prokázal zlepšení chůze u pacientů starších 60 let, kteří využívali stélky po dobu šesti týdnů (Mulford et al., 2008). Nutno však vzít v úvahu, že zlepšení v testu nemusí být nutně pouze zásluha stélek, ale také toho, že si pacienti po čase osvojili testovací úkol (Hatton et al., 2013).

## **3.6 SHRUTÍ POZNATKŮ DOSAVADNÍHO VÝZKUMU**

Dosavadní výzkum jednoznačně poukázal na četné změny v senzorickém, řídicím i pohybovém systému, které jsou spojené s postupným zhoršováním posturální stability. Většina autorů, která zkoumala vliv určitého intervenčního přístupu na PS, vycházela právě z těchto poznatků. Snahou tedy bylo ovlivnění propioceptivních funkcí navýšením svalové aktivity, stimulace tlakových receptorů nohy manuálním kontaktem nebo změnou charakteru stojného povrchu, ovlivnění koordinace pohybu a podpora spolupráce jednotlivých senzorických složek v CNS pomocí práce s vědomě řízením pohybu, korekce držení těla posílením či protažením důležitých svalových skupin, aktivace hluboké stabilizace trupu pro zpevnění středu těla atd.

K dosažení požadovaných výsledků byly ve většině výzkumů využity metody, kladoucí vysoké nároky na speciální výcvik lektora, či finančně nákladné pomůcky. Dle zjištěných poznatků by však mělo dojít k pozitivnímu ovlivnění posturální stability i pravidelným cvičením s využitím jednoduchých protahovacích, posilovacích a balančních cviků. Tímto schématem cvičební jednotky se zabývala studie Lelard & Ahmaidi (2015). Autoři o tomto schématu hovoří jako o tzv. „multimodálním tréninku.“ Studie poukazuje na to, že při pravidelném cvičení, které kombinuje protahovací, balanční a posilovací cviky, dochází ke snížení předozadních i mediolaterálních výchylek těžiště, tedy ke snížení celkové TTW. Toto schéma bylo využito i v této diplomové práci.

## **4 CÍLE A HYPOTÉZY**

### **4.1 CÍL PRÁCE**

Cílem práce je posoudit, zda u žen, které absolvovaly pětítýdenní pravidelný skupinový cvičební program, zaměřený na zlepšení rovnováhy, zvýšení svalové síly a rozsahu pohybu dolních končetin, dojde ke zlepšení vybraných parametrů statické posturální stability, měřené na přístroji RS Footscan® Balance 7.6 second generation (RSscan International, Belgium).

### **4.2 ÚKOLY PRÁCE**

- Úkolem práce je provést literární rešerši, zaměřenou na shrnutí podstaty teorie posturální stability (PS) a jejích změn v průběhu stárnutí.
- Dále vytvořit přehled využívaných metod pro ovlivnění PS.
- Dle získaných informací sestavit vhodný návrh intervence.
- Stanovit metodický postup.
- Provést klinické a přístrojové vyšetření probandů.
- Analyzovat, vyhodnotit a následně interpretovat data.

### **4.3 VĚDECKÁ OTÁZKA**

Má pravidelné cvičení zahrnující posilovací, protahovací a balanční cviky vliv na úroveň statické posturální stability seniorů?

### **4.4 HYPOTÉZY**

**H1:** U skupiny seniorů dojde pomocí intervence v délce 5 týdnů ke statisticky významnému snížení hodnoty Total Travel Way (TTW) ve stoji o široké bázi s otevřenýma očima.

**H2:** U skupiny seniorů dojde pomocí intervence v délce 5 týdnů ke statisticky významnému snížení hodnoty TTW ve stoji o široké bázi se zavřenýma očima.

**H3:** U skupiny seniorů dojde pomocí intervence v délce 5 týdnů ke statisticky významnému snížení hodnoty TTW ve stoji o úzké bázi s otevřenýma očima.

**H4:** U skupiny seniorů dojde pomocí intervence v délce 5 týdnů ke statisticky významnému snížení hodnoty TTW ve stoji o úzké bázi se zavřenýma očima.

## **5 METODIKA**

### **5.1 METODICKÝ POSTUP U TEORETICKÉ ČÁSTI PRÁCE**

Teoretická část diplomové práce byla zpracována formou literární rešerše dostupných zahraničních i českých informačních zdrojů. Teoretická část přibližuje problematiku, na základě které byla navržena experimentální část práce. Kritériem výběru literárních zdrojů byl jazyk anglický nebo český. Pro zajištění přesnosti informací byly jako zdroje upřednostněny vědecké články z impaktovaných časopisů.

### **5.2 VÝZKUMNÝ SOUBOR**

Pro účely výzkumu byly osloveny seniorky z univerzit třetího věku právnické, 1. a 3. lékařské fakulty Univerzity Karlovy. Celkem se přihlásilo 13 osob, z nichž 9 splnilo podmínky účasti a kompletně dokončilo program zahrnující intervenci, vstupního a výstupního měření. Do výzkumu byly zařazeny pouze ženy nad 65 let věku, schopné samostatné chůze po rovině i do schodů, bez závažného akutního či chronického neurologického onemocnění, které v posledních pěti letech prodělaly alespoň jeden pád. Průměrný věk byl  $72,11 \pm 6,87$  let; tělesná hmotnost =  $69,7 \pm 11,09$  kg a tělesná výška =  $162,9 \pm 5,63$  cm.

Všechny osoby byly před zahájením programu seznámeny s průběhem měření i intervence a podepsaly informovaný souhlas (viz Příloha č. 2). Design studie byl schválen etickou komisí FTVS UK (viz Příloha č. 1).

### **5.3 VÝZKUMNÁ METODA**

Analýza vlivu intervence na vybrané parametry posturální stability u seniorek byla provedena pomocí základního antropometrického měření a tenzometrických desek RS Footscan® Balance 7.6 second generation (RSscan International, Belgium). Tato deska o velikosti 50x40 cm obsahuje 4 100 snímajících senzorů o citlivosti  $0,1 \text{ N.cm}^{-2}$ .

### **5.4 PRŮBĚH MĚŘENÍ**

Před zahájením měření byly účastnicím odebrány základní osobní informace a anamnéza. Poté proběhlo měření tělesné hmotnosti a výšky.

Na tenzometrické desce RS Footscan® Balance byly provedeny celkem 4 testy. Nejprve byl testován stoj o široké bázi s otevřenýma (SS OO), poté se zavřenýma

očima (SS ZO). Následovalo měření stoje o úzké bázi s otevřenýma (US OO) a poté se zavřenýma očima (US ZO). Každý test trval 30 s, přičemž interval odpočinku mezi jednotlivými testy byl přibližně 60 s.

Testovaná osoba stála na tenzometrické desce vzdálené 2 metry od stěny, na které byla vyznačena kolmice, která odpovídala vertikální středové ose těla. Ve výšce očí byl umístěn bod, který osoba během testování s otevřenýma očima sledovala, aby bylo zajištěno správné napřímění páteře a pozice hlavy. Osoba byla instruována, aby během testu stála co nejklidněji a nehýbala se a byla informována o začátku a konci každého jednotlivého testu.

## **5.5 HODNOCENÉ PARAMETRY**

Hodnoceným parametrem byla celková dráha (Total Travel Way – TTW) středu tlakového působení (Centre of Pressure) v jednotkách milimetrů.

## **5.6 ZPRACOVÁNÍ DAT**

Data byla z přístroje RS Footscan® Balance byla zaznamenána v programu Microsoft Office Excel® 2007, který byl taktéž využit při úpravě číselných údajů a statistickou analýzu.

## **5.7 INTERVENCE**

V rámci intervence absolvovaly účastnice celkem 10 lekcí skupinového cvičení, které probíhalo 2x týdně v rozsahu 60 minut/lekce. Ke cvičení byly využity židle a měkké cvičební podložky. Během cvičební jednotky byly účastnice pod neustálým dohledem a vedením fyzioterapeuta. Každý cvik byl účastnicím před jejich samostatným provedením předveden a během provedení průběžně korigován tak, aby byly zajištěny podmínky pro dosažení terapeutického cíle.

### **5.7.1 Skladba cvičební jednotky**

- 10 minut rozcvičení s prvky dynamického strečinku
- 15 minut posilovací cviky
- 25 minut balanční cviky
- 10 minut modifikovaná chůze po měkkém povrchu

### 5.7.1.1 Rozehřátí s prvky dynamického i statického strečinku

Rozehřátí zahrnovalo kontrolované rytmické pohyby ve všech kloubech horních končetin (HK), dolních končetin (DK) a trupu. Důraz byl kladen na dosažení maximálního aktivního rozsah pohybu.

**Cíl:** Mírné zvýšení tepové frekvence, udržení či mírné zvýšení maximálního rozsahu pohybu a stimulace kloubní propriocepce.

**Výchozí poloha:** Sed na okraji židle, kotníky ve svislé úrovni pod kolena, napřímená páteř, ruce podél těla.

**Cviky:** viz Tabulka 1a + 1b.

**Tabulka 1a:** Seznam cviků – rozehtátí s prvky dynamického a statického strečinku.

Cvik	Počet opakování	Terapeutický cíl
Úklony hlavy k pravému a k levému rameni + vytažení druhostranné horní končetiny směrem k zemi	6	Strečink m. trapezius pars superior, m. levator scapulae pro uvolnění napětí v oblasti šíje a korekci svalové dysbalance v oblasti horního trupu
Opisování půlkruhu hlavou zprava do leva a zleva doprava	3	Protažení šíjového svalstva, dynamické uvolnění a drobná nespecifická mobilizace krční páteře
Kroužení v zápěstí	3x v obou směrech	Mobilizace zápěstí a drobných kloubů ruky, zvýšení rozsahu pohybu v této oblasti, cévní gymnastika
Kroužení v loktech	3x v obou směrech	Dosažení maximálního rozsahu pohybu v lokti, zvýšení tepové frekvence v rámci rozehtátí organismu
Kroužení celou paží (zvlášť levou a pravou)	8x oběma HK	Dosažení maximálního rozsahu pohybu ve všech směrech v ramenním kloubu, protažení pectorálních svalů pro korekci protrakčního držení, zvýšení tepové frekvence v rámci rozehtátí organismu



**Tabulka 1b:** Seznam cviků pro rozehrání s prvky dynamického a statického strečinku.

Cvik	Počet opakování	Terapeutický cíl
Kroužení rameny (dopředu/ dozadu)	6x v obou směrech	Nespecifická mobilizace lopatky a žeber, protažení pectorálních a šíjových svalů pro korekci vadného držení v této oblasti či dočasné korekci postavení
Kroužení v kotnících	4x oběma směry	Dosažení maximálního rozsahu pohybu, zvýšení propriocepce v této oblasti, cévní gymnastika
Opisování kružnice patou	4x oběma směry	Nespecifická mobilizace kolenního kloubu, dosažení maximálního rozsahu pohybu, stimulace propriocepce a zvýšení tepové frekvence v rámci rozehrání
Předklon trupu s rukama za hlavou (loktý ke kolenům) + napřímení trupu, tažení loktů směrem vzad	4	Nespecifické mobilizace páteře, strečink trupového svalstva, uvolnění hrudníku pro podporu správného dechového stereotypu
Úklony trupu k jedné a druhé straně s horními končetinami za hlavou	3x na každou stranu	Nespecifické mobilizace páteře, strečink trupového svalstva,

#### 5.7.1.2 Posilovací cviky

Posilovací cviky byly zaměřeny na zpevnění trupového svalstva a svalstva dolních končetin. Posilovací sestava byla zopakována ve dvou sériích.

**Cíl:** Posílení svalstva středu těla (hlubokého stabilizačního systému) a zvýšení svalové síly jednotlivých svalových skupin DK.

**Výchozí poloha:** Sed na okraji židle, kotníky ve svislé úrovni pod kolena, napřímená páteř, horní končetiny podél těla.

**Cviky:** viz Tabulka 2.

**Tabulka 2:** Seznam posilovacích cviků.

<b>Cvik</b>	<b>Počet opakování</b>	<b>Terapeutický cíl</b>
Dýchání do oblasti břicha s důrazem na aktivaci břišních svalů	8	Nácvik dechového stereotypu, posilování hlubokého stabilizačního systému
Zpevnění břišního svalstva s výdechem + přizvednutí jednoho kolene vzhůru (záda jsou po celou dobu narovnaná)	6x na každou stranu	Nácvik dechového stereotypu, posilování hlubokého stabilizačního systému
Stahování hýžd'ových svalů – 4 s výdrž	6	Posilování hýžd'ového svalstva
Propínání kolen (záda jsou po celou dobu narovnaná)	5x na každou stranu	Posilování extenzorů kolene a hlubokého stabilizačního systému
Tlak do podložky střídavě patou a špičkou pravé nohy	8 x na každou DK	Posilování m. triceps surae a flexorů kolenního kloubu

### **5.7.1.3 Balanční cviky**

Balanční cvičení zahrnovalo sérii cviků, při kterých se účastnice učily vědomě přenášet váhu do jednotlivých směrů. Následovaly cviky ve stoji na jedné DK pro zlepšení stabilizačních mechanismů stojné DK a posílení vybraných svalových skupin na DK. Série balančních cviků byla zopakována dvakrát.

**Cíl:** Dosažení maximálních anteroposteriorních a mediolaterálních výchylek těžiště pro trénink stabilizačních mechanismů s důrazem na vědomé řízení a uvědomění pohybu.

**Výchozí poloha:** Aktivně vzpřímený stoj, napřímená záda, mírně pokrčená kolena, horní končetiny podél těla.

**Cviky:** Viz tabulka 3a + 3b.

**Tabulka 3a:** Seznam cviků pro balanční cvičení

<b>Cvik</b>	<b>Počet opakování</b>	<b>Terapeutický cíl</b>
Přenášení váhy na levou patu	8	Vědomá kontrola přenášení těžiště v maximální možné míře v postero-laterálním směru pro zvýšení propriocepce a trénink stabilizačních mechanismů DK
Přenášení váhy na levou špičku	8	Vědomá kontrola přenášení těžiště v maximální možné míře v antero-laterálním směru pro zvýšení propriocepce a trénink stabilizačních mechanismů DK
Přenášení váhy na pravou patu	8	Vědomá kontrola přenášení těžiště v maximální možné míře v postero-laterálním směru pro zvýšení propriocepce a trénink stabilizačních mechanismů DK
Přenášení váhy na pravou špičku	8	Vědomá kontrola přenášení těžiště v maximální možné míře v antero-laterálním směru pro zvýšení propriocepce a trénink stabilizačních mechanismů DK
Přenášení váhy na špičky a na paty obou nohou	8	Vědomá kontrola přenášení těžiště v antero-posteriorním směru pro zvýšení propriocepce a trénink stabilizačních mechanismů DK
Přenášení váhy střídavě levá pata – levá špička – pravá špička – pravá pata	8	Vědomá kontrola přenášení těžiště všemi směry do maximálních krajních poloh pro zvýšení propriocepce a trénink stabilizačních mechanismů DK
Přenášení váhy střídavě pravá pata – pravá špička – levá špička – levá pata	8	Vědomá kontrola přenášení těžiště všemi směry do maximálních krajních poloh pro zvýšení propriocepce a trénink stabilizačních mechanismů DK
Zvedání jedné dolní končetiny do strany s výdrží 4 s	8	Trénink stoje na 1DK pro trénink stabilizačních mechanismů DK a posílení m. gluteus medius bilaterálně

**Tabulka 3b:** Seznam cviků pro balanční cvičení

Cvik	Počet opakování	Terapeutický cíl
Zvedání jedné dolní končetiny vzad s výdrží 4 s	8	Trénink stoje na 1DK pro trénink stabilizačních mechanismů DK a posílení m. gluteus maximus bilaterálně
Zvedání jedné dolní končetiny vpřed s pokrčeným kolenem s výdrží 4 s	8	Trénink stoje na 1DK pro trénink stabilizačních mechanismů DK a posílení m. iliopsoas bilaterálně
Přenášení váhy z jedné DK na druhou	4x na obě strany	Trénink stabilizačních mechanismů DK, zvýšení propriocepce DK

**5.7.1.4 Modifikovaná chůze**

V závěru cvičební jednotky trénovaly účastnice modifikovanou chůzi po měkkém povrchu, který byl vytvořen spojením několika podložek na cvičení.

**Cíl:** Trénink stabilizačních mechanismů DK, zvýšení propriocepce a dynamické posturální stability.

**Cviky:** Viz tabulka 4a + 4b.

**Tabulka 4a:** Seznam cviků modifikace chůze.

Cvik	Počet opakování	Terapeutický cíl
Klasická chůze v pomalém tempu	8	Chůze po měkkém povrchu pro maximální zapojení stabilizačních mechanismů DK, zvýšení propriocepce a trénink vědomé kontroly pohybu s uvědoměním stereotypu chůze.
Chůze s důrazem na zvedání kolen	8	Trénink stabilizačních mechanismů DK při ztížených podmínkách - měkký povrch, delší stojná fáze kroku; trénink propriocepce, vědomé řízení dynamického pohybu

**Tabulka 4b:** Seznam cviků modifikace chůze.

<b>Cvik</b>	<b>Počet opakování</b>	<b>Terapeutický cíl</b>
Chůze pravým/levým bokem vpřed	8	Trénink stabilizačních mechanismů DK se zaměřením na laterální stranu, trénink propriocepce, vědomé řízení dynamického pohybu

## 6 VÝSLEDKY

### HODNOCENÍ STATICKÉ POSTURÁLNÍ STABILITY

Při měření statické posturální stability byla hlavním hodnoceným parametrem celková dráha – Total Travel Way (TTW) středu tlakového působení během stoje o široké bázi s otevřenýma (SS OO) a se zavřenýma očima (SS ZO), stoje o úzké bázi s otevřenýma (US OO) a se zavřenýma očima (US ZO).

#### 6.1 Výsledky vstupního měření

Ve vstupním měření byly naměřeny hodnoty uvedené v Tabulce 4. Při nejjednodušším typu stoje (stoj o široké bázi s otevřenýma očima – SS OO) byla průměrná hodnota TTW 105,5 mm. Osoby měly mezi sebou poměrně velké inter individuální rozdíly, o čemž svědčí směrodatná odchylka 30 mm.

U druhého typu stoje (stoj o široké bázi se zavřenýma očima – SS ZO) se dle Rombergova indexu očekává zhoršení poměru výsledků při zavřených oproti otevřeným očím v rozsahu 1-1,2. V tomto případě byl poměr těchto hodnot vyšší, a to 1,4. Poměr byl stanoven z průměrných hodnot pro celou skupinu.

Další test představuje ztížení situace zúžením oporové báze (dolní končetiny jsou velmi těsně u sebe). Při tomto testu se předpokládá minimální zhoršení o 20 % oproti stoji širokému (v obou případech se zrakovou kontrolou). Toto očekávání bylo v rámci skupinového průměru splněno. Došlo ke zvýšení průměrné hodnoty TTW ze 105,1 mm při SS OO na 127 mm při US OO.

Nejnáročnějším testovaným typem stoje byl stoj o úzké bázi se zavřenýma očima. Svědčí o tom průměrná hodnota TTW 217,8 mm, která je nejvyšší ze všech naměřených průměrných hodnot při jednotlivých testovaných statických situacích. Dle směrodatné odchylky 74,6 mm lze říci, že při US ZO byly největší rozdíly mezi jednotlivými účastnicemi v porovnání s ostatními měřeními statickými situacemi.

**Tabulka 4:** Vstupní měření. Hodnoty celkové dráhy (TTW) středu talkového působení (COP).

	SS OO [mm]	SS ZO [mm]	US OO [mm]	US ZO [mm]
<b>Proband 1</b>	120	222	103	202
<b>Proband 2</b>	149	97	84	109
<b>Proband 3</b>	93	113	202	295
<b>Proband 4</b>	66	188	113	216
<b>Proband 5</b>	69	112	62	98
<b>Proband 6</b>	156	131	194	236
<b>Proband 7</b>	107	107	97	206
<b>Proband 8</b>	101	155	145	344
<b>Proband 9</b>	85	186	143	254
<b>AVG</b>	<b>105,1</b>	<b>145,7</b>	<b>127,0</b>	<b>217,8</b>
<b>STD</b>	<b>30,1</b>	<b>41,6</b>	<b>45,3</b>	<b>74,6</b>
<b>MAX</b>	<b>156,0</b>	<b>222,0</b>	<b>202,0</b>	<b>344,0</b>
<b>MIN</b>	<b>66,0</b>	<b>97,0</b>	<b>62,0</b>	<b>98,0</b>
<b>VAR</b>	<b>90,0</b>	<b>125,0</b>	<b>140,0</b>	<b>246,0</b>

*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima; AVG – průměrná hodnota; STD – směrodatná odchylka; MAX – maximální hodnota; MIN – minimální hodnota; VAR – variační rozpětí.*

## 6.2 Výsledky výstupního měření

Ve výstupním měření byly naměřeny hodnoty uvedené v Tabulce 5. Při stoji o široké bázi s otevřenýma očima byla průměrná hodnota TTW 99,7 mm. Směrodatná odchylka byla 14 mm, což vypovídá o snížení inter individuálních rozdílů mezi účastnicemi oproti vstupnímu měření o 50 %.

U druhého typu stoje SS ZO byl průměr TTW skupiny 110,1 mm. Poměr průměrných hodnot TTW při zavřených a otevřených očích (tzv. Romberg index) byl při tomto měření v normě, tedy v rozpětí hodnot 1-1,2. Jeho hodnota v tomto případě byla 1,1.

Při testu stoje o zúžené stejné bázi s otevřenýma očima došlo oproti stoji o široké bázi ke zhoršení o 17 %, což odpovídá normě udávající zhoršení do 20 %. Došlo ke zvýšení průměrné hodnoty TTW z 99,7 mm při SS OO na 116,4 mm při US OO.

V testu US ZO byla průměrná hodnota TTW skupiny 130,6 mm. Oproti US OO se jedná o zhoršení průměru skupiny o 12 %.

**Tabulka 5:** Výstupní měření. Hodnoty celkové dráhy (TTW) středu talkového působení (COP).

	SS OO [mm]	SS ZO [mm]	US OO [mm]	US ZO [mm]
<b>Proband 1</b>	117	129	99	105
<b>Proband 2</b>	74	98	86	97
<b>Proband 3</b>	123	124	96	135
<b>Proband 4</b>	106	131	152	121
<b>Proband 5</b>	84	81	95	111
<b>Proband 6</b>	105	95	126	138
<b>Proband 7</b>	101	72	85	82
<b>Proband 8</b>	88	166	174	199
<b>Proband 9</b>	99	95	135	187
<b>AVG</b>	<b>99,7</b>	<b>110,1</b>	<b>116,4</b>	<b>130,6</b>
<b>STD</b>	<b>14,7</b>	<b>27,9</b>	<b>30,0</b>	<b>37,4</b>
<b>MAX</b>	<b>123,0</b>	<b>166,0</b>	<b>174,0</b>	<b>199,0</b>
<b>MIN</b>	<b>74,0</b>	<b>72,0</b>	<b>85,0</b>	<b>82,0</b>
<b>VAR</b>	<b>49,0</b>	<b>94,0</b>	<b>89,0</b>	<b>117,0</b>

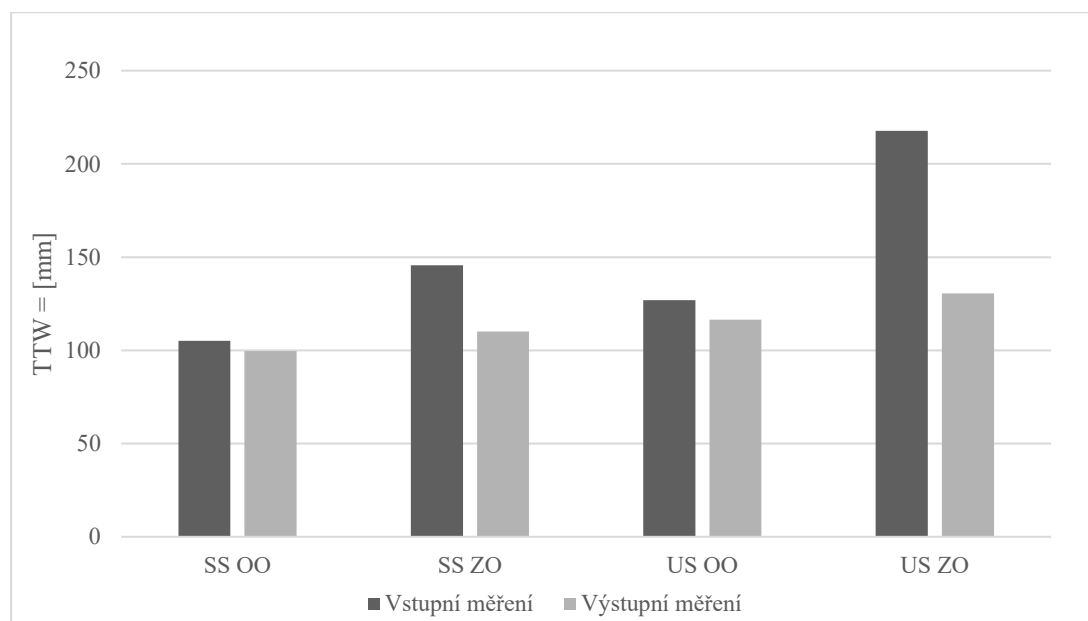
*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenými očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenými očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenými očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenými očima; AVG – průměrná hodnota; STD – směrodatná odchylka; MAX – maximální hodnota; MIN – minimální hodnota; VAR – variační rozpětí.*

### 6.3 Porovnání vstupního a výstupního měření

Z porovnání průměrných hodnot všech testovaných statických situací v rámci vstupního a výstupního měření (viz. Graf 1) vyplývá, že se průměrná hodnota TTW u všech typů stoje snížila. Největší snížení bylo zaznamenáno u US ZO a to o 40 % z původní hodnoty. Druhým nejlepším zlepšením byl poté SS ZO, kde se průměrná hodnota snížila o 24 %. U ostatních typů stoje došlo pouze k minimálnímu snížení průměrné hodnoty a to o 5 % u SS OO a 8 % u US OO.



**Graf 1:** Srovnání průměrných hodnot (AVG) vstupního a výstupního měření.



*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima; TTW – Total Trawl Way; AVG – průměrná hodnota.*

Po statistickém vyhodnocení dat t-testem se prokázalo statisticky významné zlepšení u širokého a úzkého typu stoje se zavřenýma očima (viz. Tabulka 6).

**Tabulka 6:** Hodnoty statistické významnosti (p-value) srovnání vstupních a výstupních naměřených hodnot u jednotlivých typů stoje. Uvedené p-values se vztahují k nulovým variantám hypotéz.

Typ stoje	Hodnota p-value
SS OO	0,673
SS ZO	<b>0,027</b>
US OO	0,529
US ZO	<b>0,002</b>

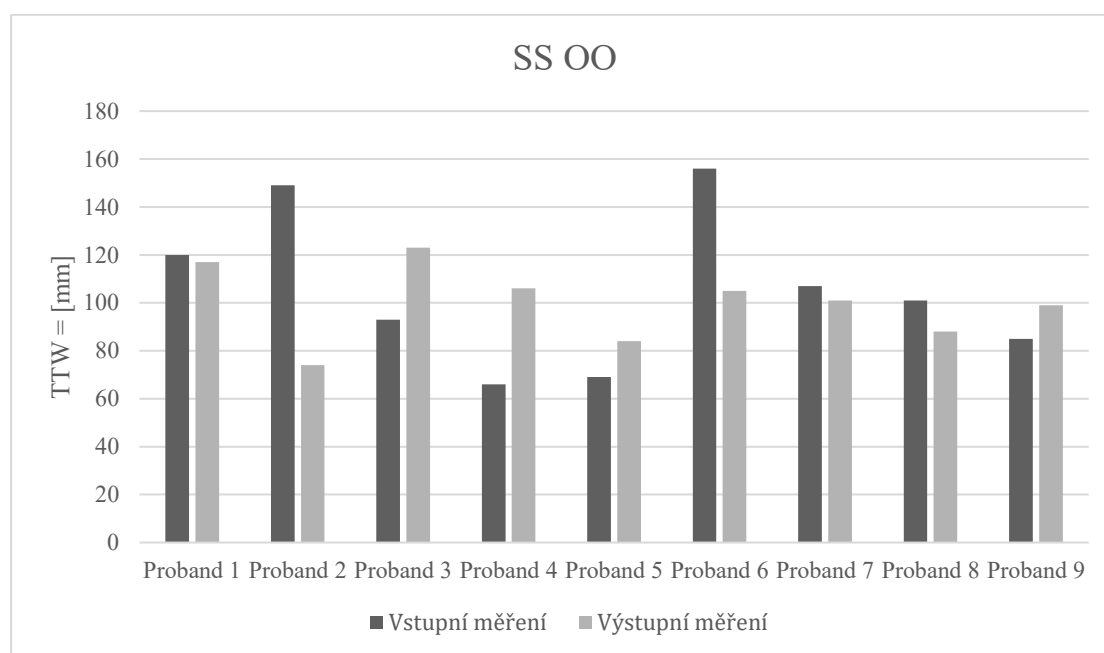
*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima.*

## 6.4 Výsledky jednotlivých typů stoje

### 6.4.1 SS OO

Z průměru výsledků vstupního a výstupního měření došlo v této stojné situaci ke zlepšení skupiny o 5 %. Při porovnání těchto průměrných výsledků s výsledky jednotlivců (viz Tabulka 4 a 5) je vidět, že v případě SS OO ke skutečnému zlepšení došlo v 5 případech z 9 (viz Graf 2). Naopak u 4 osob došlo ke zhoršení. Také je zde patrné, že průměrnou hodnotu nejvíce ovlivnilo velké zlepšení Probanda 2 a 6.

**Graf 2:** Porovnání vstupních a výstupních hodnot TTW u jednotlivých probandů při širokém stoji s otevřenýma očima.



*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima, TTW – Total Travel Way.*

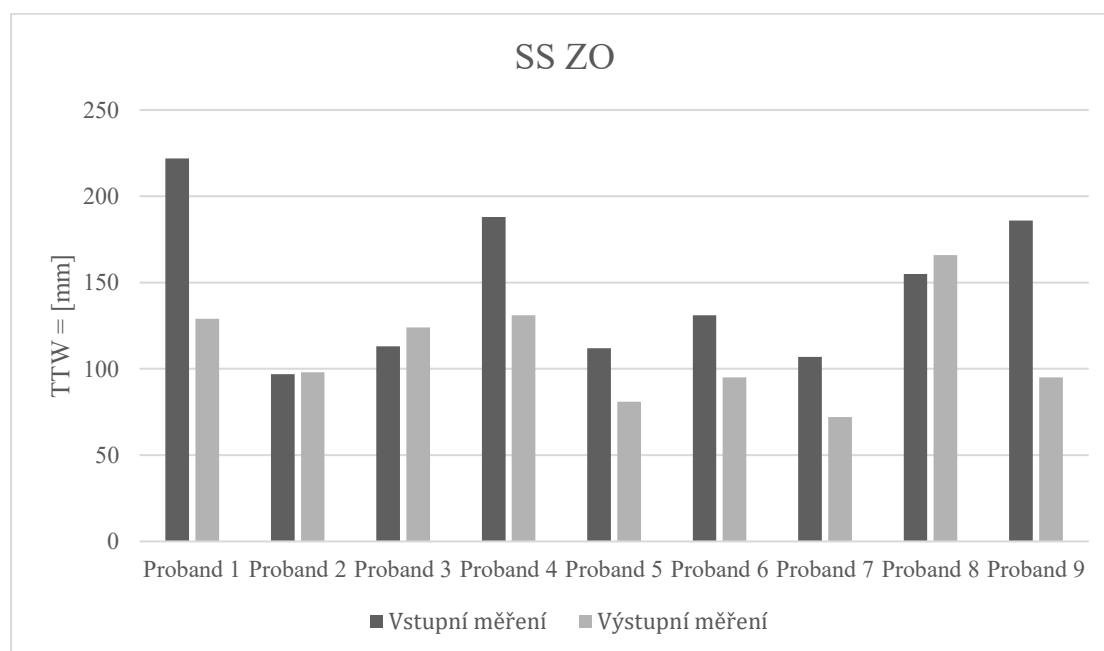
Dle statistické analýzy je při SS OO hodnota pravděpodobnosti  $p = 0,673$ . Nejedná se tedy o statistickou významnost, tudíž byla vyvrácena hypotéza H1.

**H1:** U skupiny seniorů dojde pomocí intervence v délce 5 týdnů ke statisticky významnému snížení hodnoty Total Travel Way (TTW) ve stoji o široké bázi s otevřenýma očima.

#### 6.4.2 SS ZO

Při širokém stoji se zavřenýma očima došlo po intervenci ke zlepšení průměru skupiny o 24 % (viz Tabulka 4 a 5). Skutečné zlepšení bylo zaznamenáno u 6 seniorek, naopak u 3 se hodnota TTW zvýšila. Toto zvýšení však nebylo příliš výrazné a pohybovalo se v rozsahu 1-11 mm. V rámci této statické situace vidíme velké zlepšení u Probandů 1, 4 a 9 (viz Graf 3).

**Graf 3:** Porovnání vstupních a výstupních hodnot TTW u jednotlivých probandů při širokém stoji se zavřenýma očima.



*Legenda: SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima, TTW – Total Travel Way.*

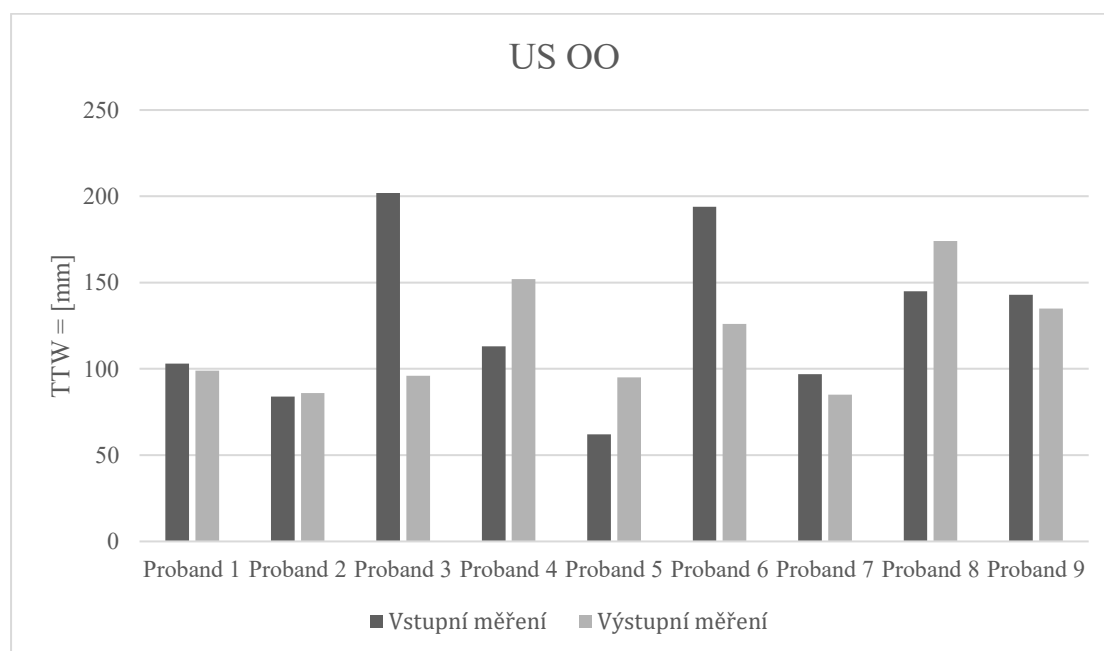
Dle statistické analýzy je při US OO hodnota pravděpodobnosti  $p = 0,027$ . Jedná se o zvýšení pravděpodobnosti oproti předchozí situaci (SS OO) a zároveň o statistickou významnost. V tomto případě tedy byla potvrzena hypotéza H2.

**H2:** U skupiny seniorů dojde pomocí intervence v délce 5 týdnů ke statisticky významnému snížení hodnoty TTW ve stoji o široké bázi se zavřenýma očima.

### 6.4.3 US OO

U úzkého typu stoje s otevřenýma očima nastala velmi podobná situace jako u SS OO. Průměrné zlepšení skupiny zde bylo 8 % a ke skutečnému zlepšení naměřených hodnot došlo u 5 probandů, zatímco u 4 došlo naopak ke zhoršení. Průměr výrazně ovlivnili Proband 3 a 6, u kterých došlo k výraznému zlepšení hodnoceného parametru.

**Graf 4:** Porovnání vstupních a výstupních hodnot TTW u jednotlivých probandů při úzkém stoji s otevřenýma očima.



*Legenda: US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima, TTW – Total Travel Way.*

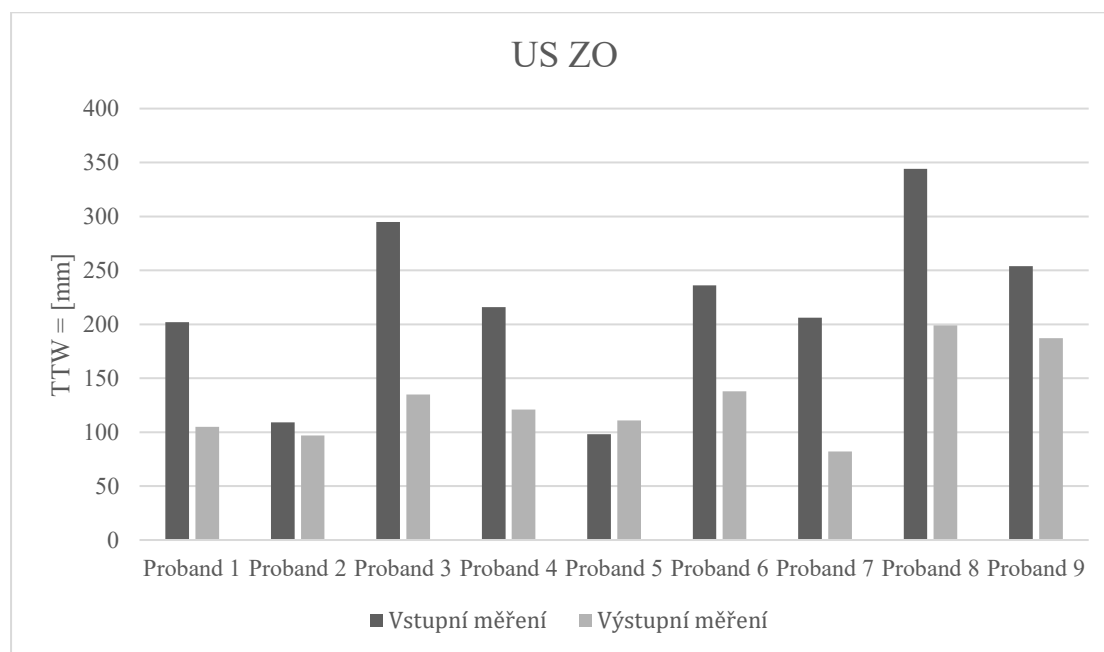
Dle statistické analýzy je při SS ZO hodnota pravděpodobnosti  $p = 0,529$ . Nejedná se o statisticky významné zlepšení, tudíž se vyvrací hypotéza H3.

**H3:** U skupiny seniorů dojde pomocí intervence v délce 5 týdnů ke statisticky významnému snížení hodnoty TTW ve stoji o úzké bázi s otevřenýma očima.

#### 6.4.4 US ZO

Nejlepších výsledků dosáhly účastnice v úzkém stoji se zavřenýma očima. Průměr skupiny se snížil o 40 % a k poměrně velkému zlepšení došlo celkem u 8 z 9 účastnic. Pouze v případě jedné osoby se hodnota TTW zvýšila a to o 13 mm.

**Graf 5:** Porovnání vstupních a výstupních hodnot TTW u jednotlivých probandů při úzkém stoji se zavřenýma očima.



*Legenda: US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima, TTW – Total Travel Way.*

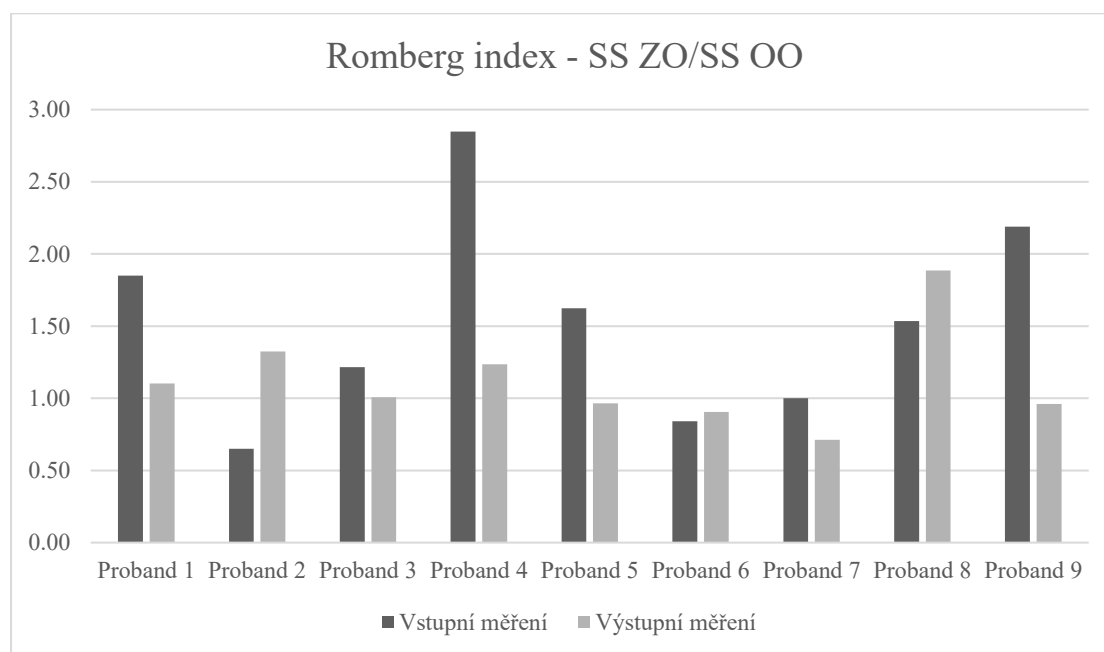
Dle statistické analýzy je při US ZO hodnota pravděpodobnosti  $p = 0,002$ . V tomto případě se jedná o statisticky významné zlepšení. Potvrzuje se tedy hypotéza H4.

**H4:** U skupiny seniorů dojde pomocí intervence v délce 5 týdnů ke statisticky významnému snížení hodnoty TTW ve stoji o úzké bázi se zavřenýma očima.

## 6.5 Romberg index

V rámci hodnocení výsledků byla určena i hodnota Romberg indexu. Tato hodnota odpovídá poměru SS OO/SS ZO a dle normy by se měla pohybovat v rozpětí 1-1,2. Ve vstupním měření byla z průměrných hodnot účastnic stanovena hodnota 1,4, která se ve výstupním měření snížila na 1,1. Nelze tvrdit, že toto snížení hodnoty vypovídá o zlepšení celé skupiny. U 3 probandů došlo ke zvýšení indexu a u 4 se tento poměr SS ZO/SS OO snížil pod hodnotu 1. To znamená, že osoby dosáhly lepších výsledků se zavřenýma očima než s otevřenýma, což neodpovídá teorii, která tvrdí, že by se při zavřených očích měla hodnota TTW zvýšit v poměru 1-1,2.

**Graf 6:** Porovnání vstupních a výstupních hodnot Romberg indexu.



*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima, SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima.*

## 6.6 Individuální výsledky probandů

Při hodnocení výsledků celé skupiny byly v jednotlivých statických situacích patrné rozdíly mezi účastnicemi. Je tedy třeba detailněji zhodnotit, jaký byl stav posturální stability jednotlivých účastnic před intervencí, a jak se u nich změnil měřené parametry v konkrétních testech.

U Probanda 1 je z výsledků vstupního měření patrný téměř dvojnásobný rozdíl v naměřených hodnotách ve stoju s otevřenýma a zavřenýma očima, a to při obou typech stojné báze (úzká i široká) (viz Graf 7). Ve výstupním měření se u této osoby

výrazně snížily hodnoty TTW při SS ZO a US ZO a tím došlo ke vyrovnaní poměru hodnot mezi jednotlivými typy stoje. U této osoby tedy došlo ke zlepšení zejména ve stoji bez zrakové kontroly.

U Probanda 2 lze pozorovat nejvýraznější zlepšení v základním typu stoje (stoj o široké bázi s otevřenými očima). Oproti původní hodnotě TTW 149 mm došlo ke snížení na 74 mm, což představuje téměř padesátiprocentní zlepšení (viz Graf 8).

Proband 3 měl podle výsledků vstupního měření výraznější deficit ve stoji o úzké bázi. Při US OO byla hodnota TTW 202 mm a US ZO 295 mm. Ve výstupním měření se obě tyto hodnoty výrazně snížily a to na 96 mm při US OO a 135 mm při US ZO. U této osoby tedy došlo k ovlivnění především stability při úzkém stoji se zrakovou kontrolou i bez ní (viz Graf 9).

U Probanda 4 byl podobně jako u Probanda 1 zjištěn při vstupním měření deficit při stoji se zavřenými očima. Ve vstupním měření byla hodnota TTW při SS OO 66 mm a SS ZO 188 mm, což představuje zhoršení o téměř 150 %. Výsledky US OO a US ZO byly v podobném poměru. Ve výstupním měření došlo ke snížení obou těchto poměrů a k výraznému zlepšení stoje bez zrakové kontroly (viz Graf 10).

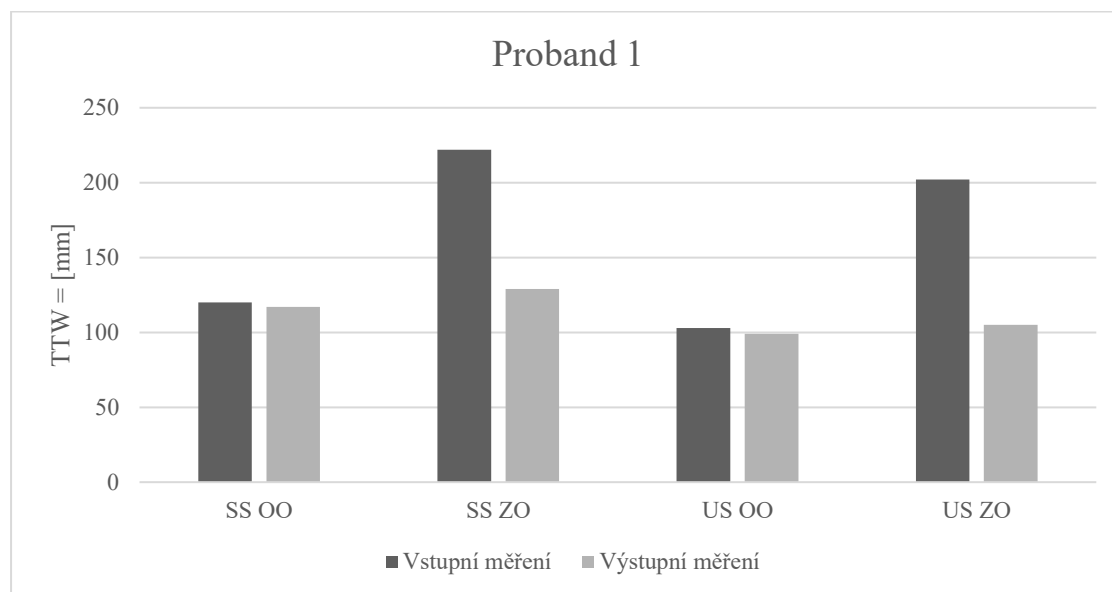
Ve výsledcích Probanda 5 vidíme zlepšení jen v jedné stojné situaci, a to v širokém stoji se zavřenými očima. Z hodnoty TTW 112 mm při vstupním měření došlo ke snížení hodnoty TTW na 81 mm. Ačkoli v ostatních měřených situacích došlo ke zhoršení, můžeme u této osoby ve výstupním měření pozorovat snížení celkového rozdílu mezi jednotlivými naměřenými hodnotami (viz Graf 11).

Proband 6 měl ve vstupním měření nižší hodnoty TTW při širokém stoji v porovnání se stojem úzkým. U této konkrétní osoby došlo ke zlepšení ve všech statických situacích. Největší pokles hodnot TTW byl zaznamenán ve stoji o úzké bázi (viz Graf 12).

U Probandů 7 a 8 byl při prvním měření pozorovatelný velký výkyv hodnoty TTW v posledním testovaném stoji. V případě Probanda 7 při US OO byla hodnota TTW 96 mm, zatímco při US ZO 206 mm, což představuje zvýšení o více než 100 %. Ve výstupním měření došlo při US ZO k největšímu zlepšení, a to o více než 100 mm TTW.

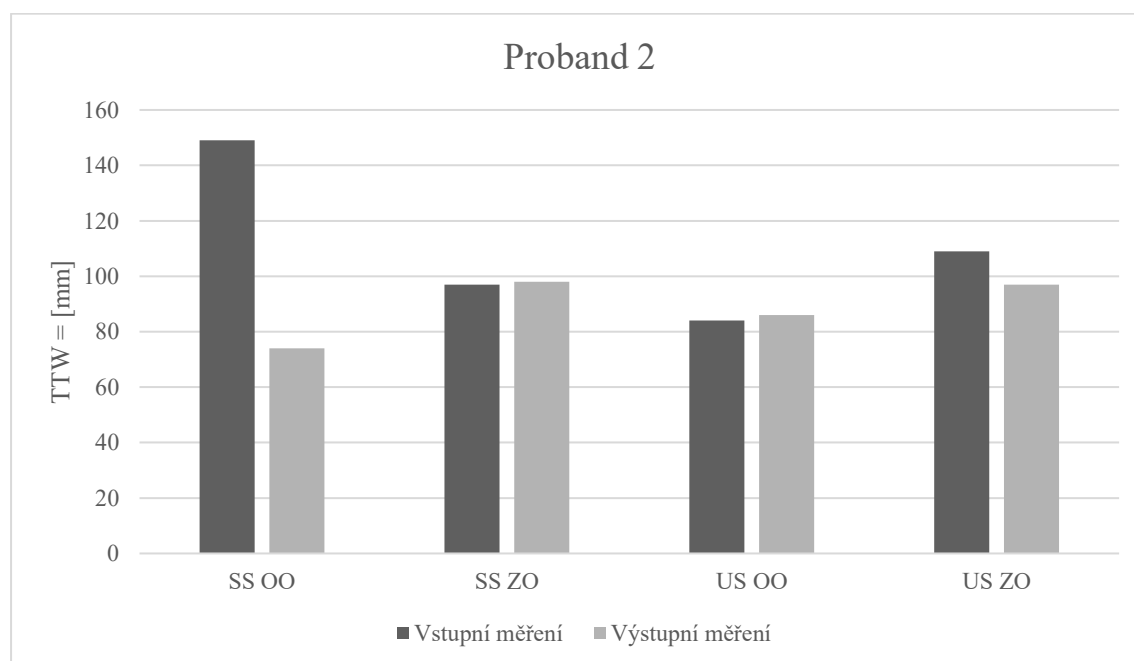
Proband 9 svými výsledky reprezentuje průměrné výsledky skupiny. Největší zlepšení bylo zaznamenáno při stoji se zavřenými očima o úzké bázi (o 40 %) a široké bázi (o 26 %).

**Graf 7:** Proband 1 - porovnání hodnot TTW vstupního a výstupního měření u jednotlivých typů stoje.



*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima; TTW – Total Trawl Way.*

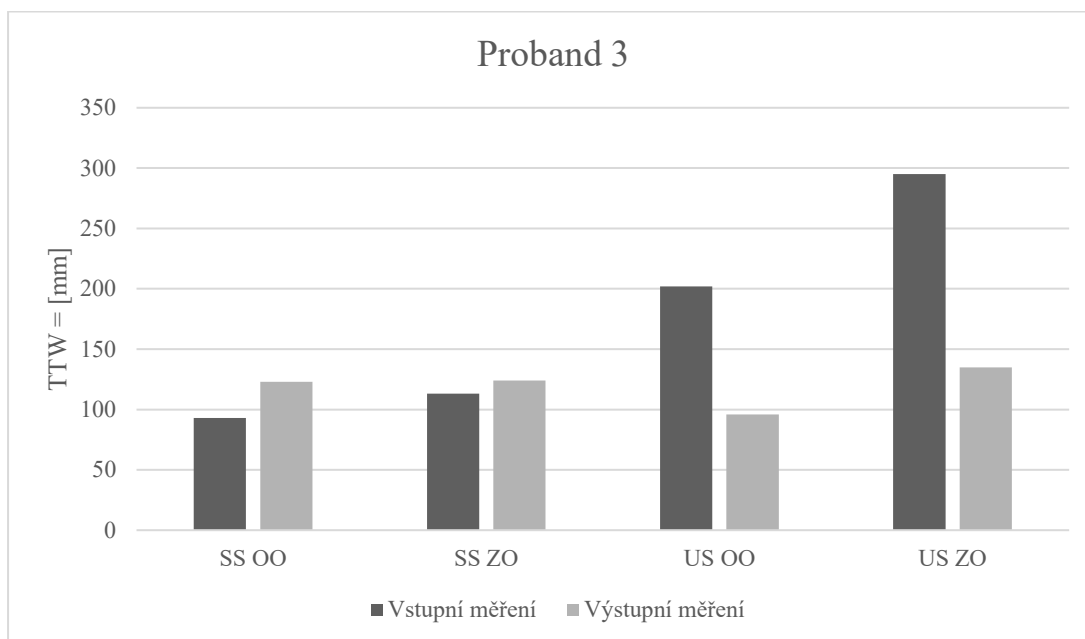
**Graf 8:** Proband 2 - porovnání hodnot TTW vstupního a výstupního měření u jednotlivých typů stoje.



*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima; TTW – Total Trawl Way.*

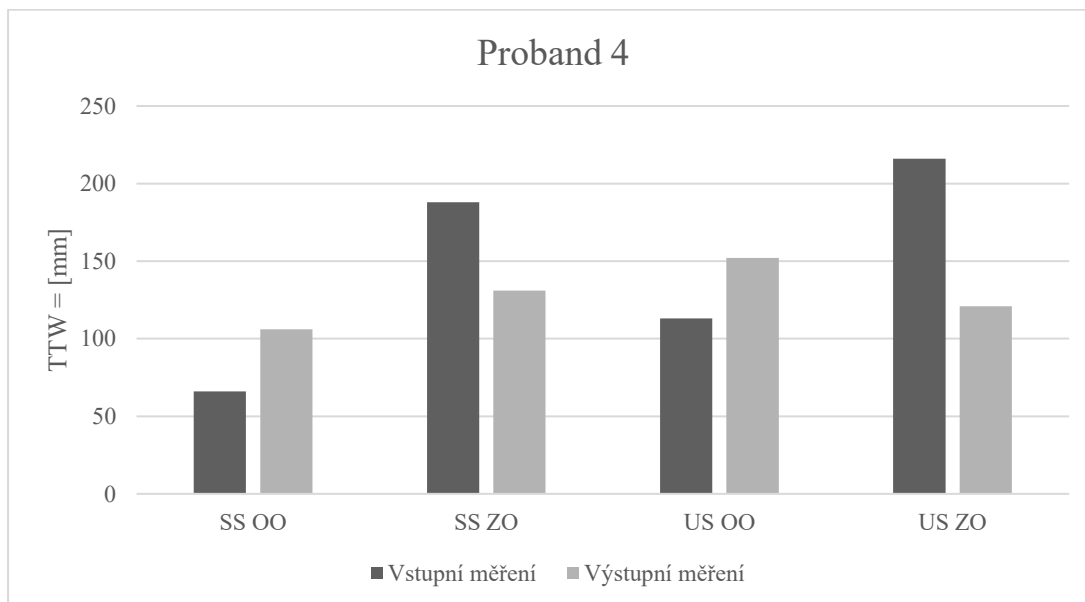


**Graf 9:** Proband 3 - porovnání hodnot TTW vstupního a výstupního měření u jednotlivých typů stoje.



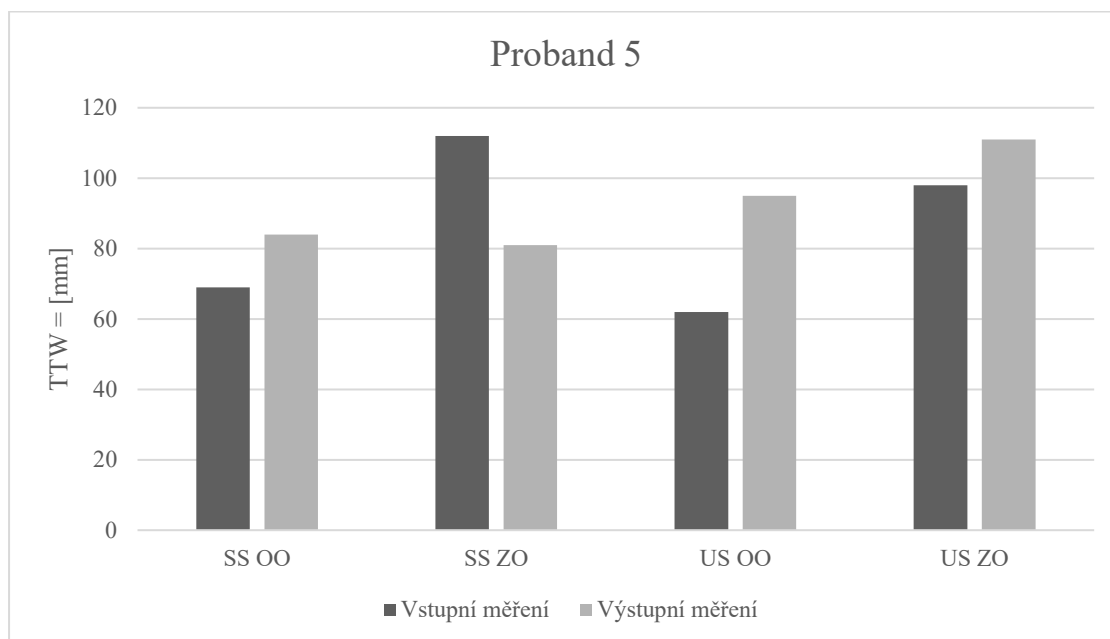
*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima; TTW – Total Trawl Way.*

**Graf 10:** Proband 4 - porovnání hodnot TTW vstupního a výstupního měření u jednotlivých typů stoje.



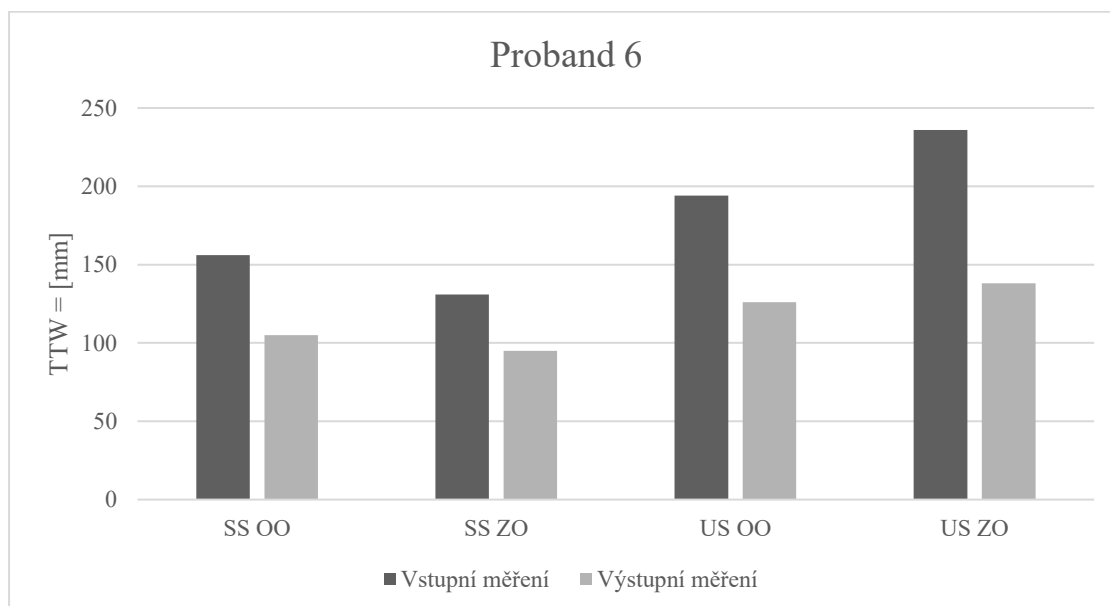
*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima; TTW – Total Trawl Way.*

**Graf 11:** Proband 5 - porovnání hodnot TTW vstupního a výstupního měření u jednotlivých typů stoje.



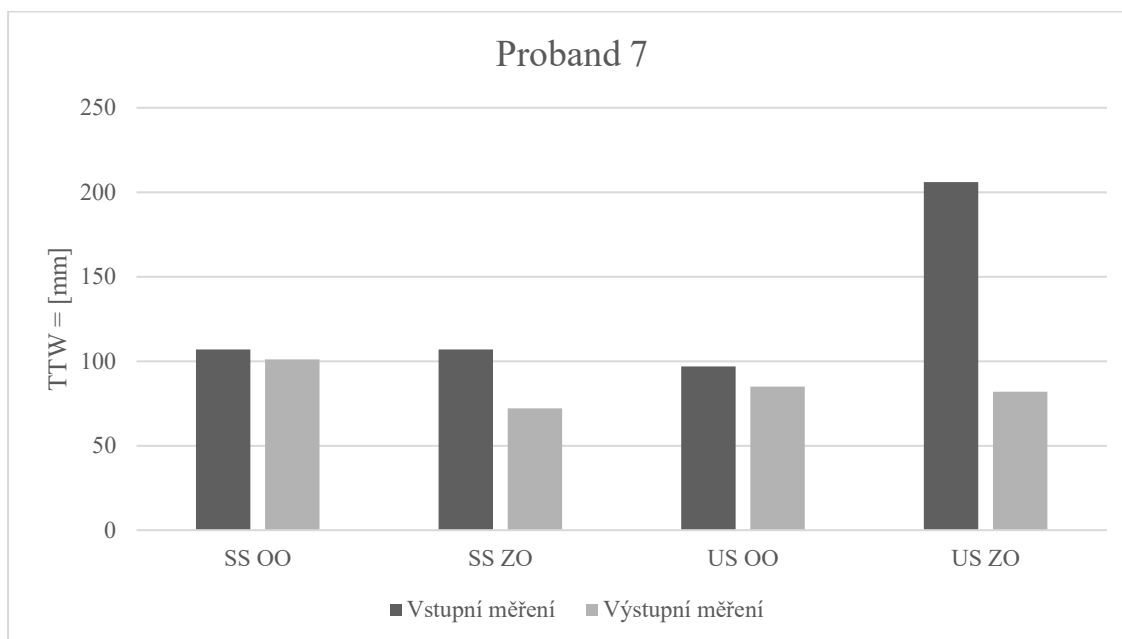
*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima; TTW – Total Trawl Way.*

**Graf 12:** Proband 6 - porovnání hodnot TTW vstupního a výstupního měření u jednotlivých typů stoje.



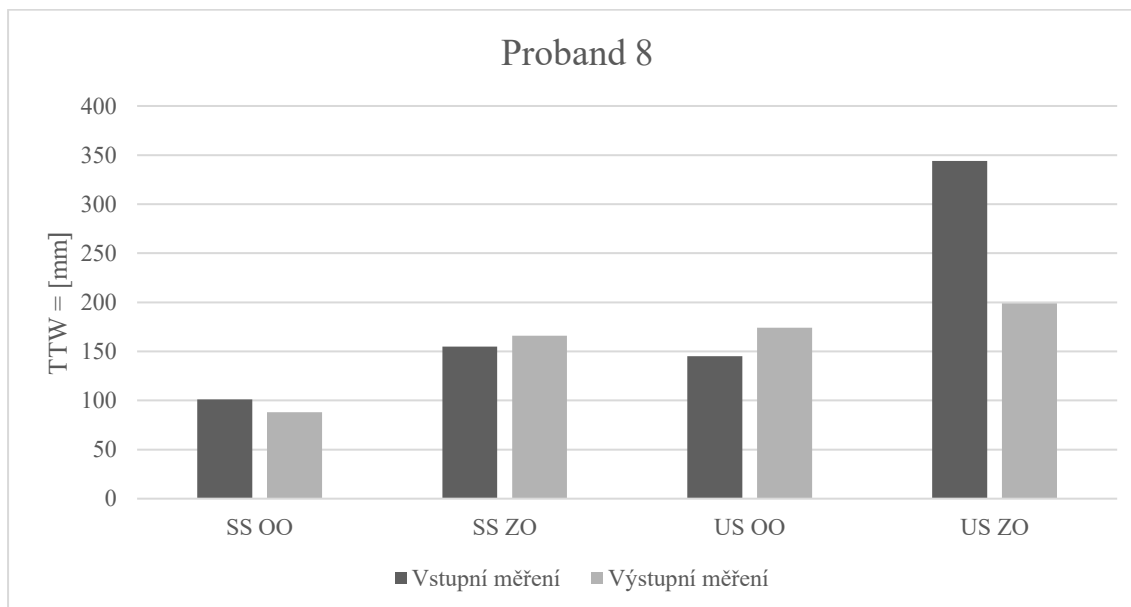
*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima; TTW – Total Trawl Way.*

**Graf 13:** Proband 7 - porovnání hodnot TTW vstupního a výstupního měření u jednotlivých typů stoje.



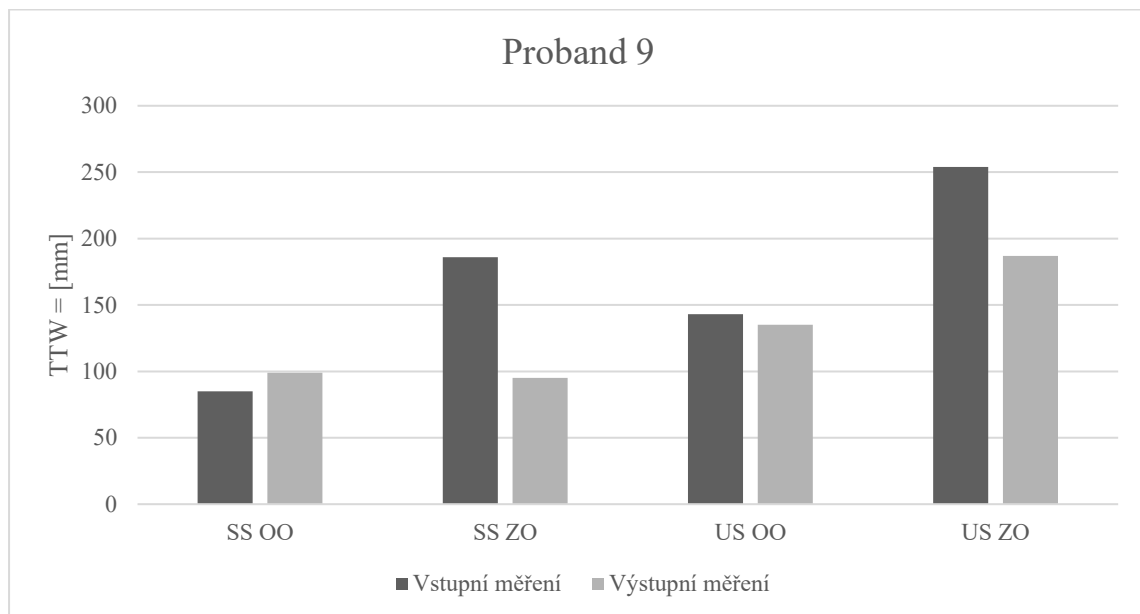
*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima; TTW – Total Trawl Way.*

**Graf 14:** Proband 8 - porovnání hodnot TTW vstupního a výstupního měření u jednotlivých typů stoje.



*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima; TTW – Total Trawl Way.*

**Graf 15:** Proband 9 - porovnání hodnot TTW vstupního a výstupního měření u jednotlivých typů stoje.



*Legenda: SS OO – stoj o široké bázi s otevřenýma očima; SS ZO – stoj o široké bázi se zavřenýma očima; US OO – stoj o úzké bázi s otevřenýma očima; US ZO – stoj o úzké bázi se zavřenýma očima; TTW – Total Trawl Way.*

## 7 DISKUZE

Posturální stabilita představuje jednu ze základních schopností člověka. Během stoje, chůze i jakéhokoli jiného pohybu je nezbytné zajistit takové držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu (Kolář, 2009; Véle 2006). Na udržování PS se podílí výkonná složka pohybového systému, kosterní svaly, jejichž aktivita je závislá na řízení centrálním nervovým systémem, který analyzuje informace z proprioceptorů, exteroceptorů, zrakového a vestibulárního systému, a vytváří tak adekvátní motorickou strategii pro udržování rovnováhy (Kolář, 2009; Vařeka & Vařeková, 2009). Posturální stabilita je značně ovlivněna procesem stárnutí. Postupně dochází k degenerativním změnám v jednotlivých tělesných systémech a zvyšuje se také incidence nejrůznějších onemocnění (Abrahamová & Hlavačka, 2007).

Tato diplomová práce se zabývala vlivem pravidelného skupinového cvičení zahrnujícího protahovací, posilovací i balanční cvičební prvky, na vybrané parametry statické posturální stability u seniorek. Studie Lelard & Ahmaidi (2015) pro tento typ skladby cvičební jednotky využívá výraz „multimodal training.“ Toto cvičení má vliv na prevenci pádů u seniorů (Lelard & Ahmaidi, 2015).

Ve studiích zabývajících se podobnou intervencí byly využity delší časové intervaly lekcí i celková doba trvání intervence. Například ve studii autora Carette et al. (2013) byla využita intervence o délce 2 a půl hodiny dvakrát týdně po dobu pěti měsíců. Hodnocení proběhlo na tenzometrické desce a došlo při něm ke snížení medio-laterálních i antero-posteriorních výchylek těžiště.

Tato diplomová práce vycházela z podobného konceptu intervence i hodnocení jako výše zmínění autoři, avšak jejím cílem bylo ověřit účinnost tohoto cvičení v daleko kratším časovém úseku. Seniorky absolvovaly během pěti týdnů celkem 10 lekcí po 60 minutách.

Hypotézy práce se zabývaly post intervenčními změnami v jednotlivých testovaných situacích (otevřené a zavřené oči při stoji o úzké a široké bázi). Výsledky měření nebyly zcela jednoznačné. V některých testovaných situacích byly velké rozdíly mezi jednotlivými osobami ve smyslu velikosti i charakteru změn testovaného parametru. Z detailnějšího pozorování výsledků jednotlivých osob je patrné, že v jednotlivých případech došlo k pozitivnímu ovlivnění testovaného parametru při

jiném typu stoje. Z toho vyplývá, že na některé účastnice měla intervence v jistém smyslu odlišný vliv.

U největšího počtu osob bylo zaznamenáno zlepšení obou typů stoje bez zrakové kontroly – SS ZO a US ZO, konkrétně u probandů 1, 4 a 9, dále pak zlepšení především v širokém stoji bez zrakové kontroly – SS ZO, konkrétně u probanda 5, a zlepšení zejména v úzkém stoji bez zrakové kontroly – US ZO se projevilo u probandů 7 a 8.

Z výsledků vyplynulo, že k signifikantnímu zlepšení došlo u obou typů stoje s vyřazením zrakové kontroly, tedy ve stoji o široké i úzké bázi se zavřenýma očima.

Intervenční program však neobsahoval žádné cviky, které by se cíleně zaměřovaly na trénink rovnováhy při zavřených očích. Ze sensorických složek, které se podílí na udržování posturální stability, došlo během cvičení záměrně k navýšení propioceptivní a exteroceptivní aference, zatímco zraková aference zůstala beze změny. Důraz byl kladen na vědomé řízení a uvědomění pohybu, což podpořilo trénink řídicí složky, koordinující vstupy z jednotlivých sensorických systémů.

Tyto sensorické vstupy (z propioceptivního, exteroceptivního, vizuálního a vestibulárního systému) jsou využity vždy v určitém poměru v závislosti na podmínkách okolního prostředí. U zdravého člověka je v dostatečně osvětleném prostředí tento poměr 70 % somatosenzorika, 10 % zrak a 20 % vestibulární aparát. Pokud se povrch znestabilní, zvýší se podíl vestibulární a zrakové složky a sníží se závislost na somatosenzorice (Horak, 2006).

Na základě těchto teoretických informací lze na výsledky této práce nahlížet z pohledu změn poměru zastoupení jednotlivých sensorických složek při posturální stabilizaci. Jelikož bylo zaznamenáno pouze minimální zlepšení hodnocených parametrů při stoji s otevřenýma očima, tedy při nejběžnějším typu stoje, lze předpokládat, že úroveň statické posturální stability se mezi účastnicemi po intervenci příliš nezměnila. V situaci stoje se zavřenýma očima však došlo k signifikantnímu zlepšení. Při posturální stabilizaci u tohoto typu stoje se ze sensorických složek účastní pouze vestibulární a somatosenzorická složka. Jelikož vestibulární složka nebyla intervencí ovlivněna, dalo by se zlepšení při tomto typu stoje jednoznačně přisuzovat zlepšení somatosenzorické aference, tedy propiocepce a exterocepce. Uvažujeme-li tento fakt v kontextu nezměněné úrovně posturální stability při stoji

s otevřenýma očima, znamená to, že osoby po zlepšení stavu propiocepivní senzorické složky spoléhají při běžném stoji méně na zrakovou kontrolu.

Dle autora Horak (2006) je somatosenzorická složka v ideálních podmínkách (rovný povrch, dostatečné osvětlení) využita při posturální stabilizaci ze 70 %. Lze tedy říci, že se jedná o dominantní složku v rámci celkové senzorické aference podílející se na udržování posturální stability. Úroveň kvality této složky je možné do jisté míry ovlivnit pravidelnou pohybovou aktivitou. Dle autorů Ribeiro & Oliveira (2007), Salon et al. (2005) a Perrin et al. (1999) dochází stimulací proprioceptorů v rámci pravidelné pohybové aktivity ke zlepšení jejich funkce a zároveň ke zpomalení involuce. Dle studie Maitre et al. (2013) je úroveň propiocepce aktivních seniorů průměrného věku 74 let srovnatelná s úrovní propiocepce mladých lidí věkové skupiny kolem 20 let, kteří neprovádí žádnou sportovní aktivitu.

Zajímavé výsledky byly zaznamenány také u probandů 3 a 6, kteří se výrazněji zlepšili v úzkém stoji se zrakovou kontrolou i bez ní (SS OO, SS ZO). Při US OO jejich zlepšení výrazněji dominovalo nad výsledky ostatních účastníků. Toto zlepšení lze přisuzovat zkvalitnění posturálních strategií ve smyslu zvýšení propiocepce a svalové síly u těchto konkrétních osob. Zúžení stojné báze totiž představuje zhoršení biomechanických podmínek a vyžaduje vyšší míru zapojení neurofyziologického systému.

Intervenční program byl kromě somatosenzoriky zaměřen také na ovlivnění výkonné složky zajišťující PS, tedy pohybový systém. U seniorů dochází k úbytku svalové hmoty, snižuje se svalová síla a dochází k postupné ztrátě svalové funkce (Cruz-Jentoft et al., 2010). Ačkoli autor Bergin et al. (1995) tvrdí, že více než nedostatečná svalová síla v oblasti kotníku, přispívá ke zhoršení statické posturální stability nedostatečná propiocepce v této oblasti, jsou i autoři, kteří svalové síle v kontextu posturální stabilizace přikládají velký význam. Například autor Alfieri et al. (2012) tvrdí, že dostatečná svalová síla v oblasti kotníku je klíčová pro zajištění kvalitní hlezenní strategie, která je důležitá pro udržování statické posturální stability.

Z výsledků této práce nelze vyvozovat obecně platné závěry. Mezi hlavní limity totiž patří ověření účinnosti intervence pouze na malém výzkumném vzorku a také absence porovnání výsledků s necvičící kontrolní skupinou. Dále také nebylo zohledněno, zda osoby absolvovaly pouze tento intervenční program nebo zda během intervence prováděly i jiné pohybové aktivity, které by mohly výsledky také ovlivnit.

Nutno také zohlednit možnou nepřesnost měření. Každá testovaná osoba absolvovala všechny testované situace pouze jedenkrát během jednoho měření.



## 8 ZÁVĚR

Tato práce se zabývala vlivem pravidelného skupinového cvičení na statickou posturální stabilitu u seniorek. Pro tuto věkovou skupinu je charakteristické zhoršování funkčních schopností a rozvoj degenerativních změn organismu, na jejichž podkladě dochází i ke zhoršování posturální stability. Výzkumný vzorek pro tuto práci byl vybrán s ohledem na věk (65 let a výše) a anamnézu, ve které se během posledních pěti let objevil alespoň jeden pád. Naopak vyloučeny byly osoby se závažnými neurologickými onemocněními. Skupina absolvovala intervenci v celkovém rozsahu 10 lekcí v průběhu pěti týdnů. Cvičební jednotka obsahovala posilovací, protahovací a balanční cvičení, které bylo inspirováno poznatky z literární rešerše. Cvičení nebylo náročné na speciální vybavení ani nebyly kladeny nároky na nadstavbové kurzy lektora. Měření proběhlo na tenzometrické desce RS Footscan Balance.

Z výsledků měření lze vidět zlepšení průměru skupiny ve všech testovaných situacích, zejména ve stoji se zavřenýma očima o úzké i široké bázi, u kterých se také potvrdila statistická významnost. Proč došlo k signifikantnímu zlepšení zejména v těchto dvou situacích je předmětem diskuze.

Z výsledků této práce lze čerpat při sestavování preventivních intervenčních programů pro seniory například v pečovatelských centrech nebo seniorských klubech.

Další ověření účinnosti této intervence je předmětem následného výzkumu. Mimo měření statické posturální stability byla v rámci testování probandů naměřena i bioimpedanční analýza a kinematická analýza. Data z těchto měření mohou být rozšířena o výsledky další výzkumné skupiny a posloužit jako podklad pro disertační práci v rámci navazující doktorského studia.

## 9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ABRAHAMOVÁ, D. HLAVAČKA, F. Age-Related Changes of Human Balance during Quiet Stance. *Physiological research / Academia Scientiarum Bohemoslovaca*, 2008, roč. 57, č. 6, s. 957-964.

ALFIERI, FM. RIBERTO, M. GATZ, LS. CORSI, CP. FERNANDES, JA. BATTISTELLA, LR. Comparison of multisensory and strength training for postural control in the elderly. *Clinical Interventions in Aging*, 2012, roč. 7, s. 119-125.

AL-MOMANI, M. AL-MOMANI, F. ALGHADIR, AH. ALHARETHY, S. GABR, SA. Factors related to gait and balance deficits in older adults. *Clinical Interventions in Aging*, 2016, roč. 11, s. 1043–1049.

AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, CHODZKO-ZAJKO, WJ. PROCTOR, DN. SINGH, MAF. MINSON, CT. NIGG, CR. SALEM, GJ. SKINNER, JS. American College of Sports Medicine position stand. Exercise and physical activity for older adults. *Med Sci Sports Exerc*, 2009, roč. 41, č. 7, s. 1510-1530.

APPELL, IPC. PÉREZ, VR. NASCIMENTO, MM. CORIOLANO, HJA. The Pilates Method to Improve Body Balance in the Elderly. *Arch Exerc Health Dis*. 2012, roč. 3, č. 3, s. 188-193.

AZZABOU, N. HOGREL, JY. CARLIER, PG. NMR based biomarkers to study age-related changes in the human quadriceps. *Experimental Gerontology*, 2015, roč. 70, s. 54–60.

BERGIN, PS. BRONSTEIN. AM, MURRAY NM. SANCOVIC, S. ZEPPENFELD, DK. Body sway and vibration perception thresholds in normal aging and in patients with polyneuropathy. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 1995, roč. 58, č. 3, s. 225-340.

BERTON, B. CE, A. SANCHES, VS. MEDOLA, FO. TARNHOVI, EG. CHRISTOFOLETTI, G. Postural balance in Alzheimer's disease patients undergoing sensory pitfalls. *Motriz: Revista de Educação Física*, 2006, roč. 22, č. 3, s. 205-210.

BIRD, ML. HILL, KD. FELL, JW A Randomized Controlled Study Investigating Static and Dynamic Balance in Older Adults After Training With Pilates. *Archives of Physical medicine and rehabilitation*, 2012, roč. 93, č. 1, s. 43-49.

CARETTE, P. KEMOUN, G. WATELAIN, E. BUGUE, B. Concomitant changes in clinical and posturographic data in elderly fallers during the course of an in-home anti-falling multimodal program — A preliminary investigation. *Clinical Neurophysiology*, 2013, roč. 43, č. 4, s. 229-236.

CARLUCCI, F. MAZZA, C. CAPPOZZO, A. Does whole-body vibration training have acute residual effects on postural control ability of elderly women? *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2010, roč. 24, č. 12, s. 3363-3368.

CHANG, S. ZHOU, J. Effects of 24 weeks of Tai Chi Exercise on Postural Control among Elderly Women. *Research in Sports Medicine*, 2015, roč. 23, č. 3, s. 302–314.

CHEN, Y. HAHN, P. SLOAN, FA. Changes in Visual Function in the Elderly Population in the United States: 1995–2010. *Ophthalmic Epidemiology*, 2016, roč. 23, č. 3, s. 137-144.

CHEUNG, WH. MOK, HW. QIN, L. SZE, PC. LEE, KM. LEUNG, KS. High-frequency whole-body vibration improves balancing ability in elderly women. *Arch Phys Med Rehabil*, 2007, roč. 88, č. 7, s. 852-857.

COLLEDGE, NR. CANTLEY, P. PEASTON, I. BRASH, H. LEWIS, S. WILSON, JA. Ageing and balance: the measurement of spontaneous sway by posturography. *Gerontology* 1994, roč. 40, č. 5, s. 273-278.

CRAIG, CE. GOBLE, DJ. DOUMAS, M. Proprioceptive acuity predicts muscle co-contraction of the tibialis anterior and gastrocnemius medialis in older adults' dynamic postural control. *Neuroscience*, 2016, roč. 322, s. 251-261.

CRUZ-FERREIRA, A. FERNANDES, J. LARANJO, L. BERNARDO, LM. SILVA, A. A Systematic Review of the Effects of Pilates Method of Exercise in Healthy People. *Arch Phys Med Rehabil*, 2011, roč. 92, č. 12, s. 2071-2081.

CRUZ-JENTOFT, AJ. BAEYENS, JP. BAUER, JM. BOIRIE, Y. CEDERHOLM, T. LANDI, F. MARTIN, FC. MICHEL, HP. ROLLAND, Y. SCHNEIDER, SM. TOPINKOVÁ. E. VANDEWOUDE, M. ZAMBONI, M. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis: Report of the European Working Group on Sarcopenia in Older People. *Age and Aging*, 2010, roč. 39, č. 4, s. 412-423.

ČECHOVSKÁ, I. NOVOTNÁ, V. MILEROVÁ, H. *Aqua-fitness*. Praha: Grada, 2003. 130 S. ISBN 80-247-0462-5.

DIABOLOVÁ, I. VAŘEKA, I. JANURA, M. ELFMARK, M. Využití videozáznamu pro analýzu stoje člověka. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, roč. 1, s. 25–28.

DE MORAIS BARBOSA, C. BARROS BERTOLINO, M. MARQUEZ NETTO, JF. BELLINI, COIMBRA, I. DAVITT, M. DE PAIVA MAGALHAES, E. The effect of foot orthoses on balance, foot pain and disability in elderly women with osteoporosis: a randomized clinical trial. *Rheumatology*, 2013, roč. 52, č. 3, s. 515-522.

DRŠATA, J. Přínos statické počítačové posturografie ke skrininkovému vyšetření kvantifikace posturální rovnováhy. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2008, roč. 71, č. 4.

DUNCAN, PW. WEINER, DK. CHANDLER, J. STUDENSKI, S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of gerontology*, 1990, roč. 45, č. 6, s. M192-197.

DVOŘÁK, R. Standardizace metodiky klinického vyšetření stoje na dvou vahách. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2000, č. 3, s. 102-105.

EGERTON, T. BRAUER, SG. The immediate effect of physical activity on standing balance in healthy and balance-impaired older people. *Australasian Journal on Ageing*, 2009, roč. 28, č. 2, s. 93-96.

FARALDO-GARCIA, A. SANTOS-PEREZ, S. CRUJEIRAS, R. SOTO-VARELA, A. Postural changes associated with ageing on the sensory organization test and the limits of stability in healthy subjects. *Auris Nasus Larynx*, 2016, roč. 43, č. 2, s. 149-154.

- FILAR-MIERZWA, K. DLUGOSZ, M. MARCHEWKA, A. DABROWSKI, Z. POZNANSKA, A. The effect of dance therapy on the balance of women over 60 years of age: The influence of dance therapy for the elderly. *Journal of Women and Aging*, 2016, roč. 23, s. 1-8.
- FRONTERA, WR. HUGHES, VA. FIELDING, RA. FIATARONE, MA. EVANS, WJ. ROUBENOFF, R. Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *Journal Of Applied Physiology*, 2000, roč. 88, č. 4, s. 1321-1326.
- GIORDANO, V. DO AMARAL, NP. FRANCO, JS. KOCH, HA. LABRONICI, PJ. PIRES, RES. Age-related changes in bone architecture. *Revista do Colegio Brasileiro de Cirurgioes*, 2016, roč. 43, č. 4, s. 276-285.
- GRANACHER, U. MUEHLBAUER, T. GOLLHOFER, A. KRESSIG, RW. ZAHNER, L. An intergenerational approach in the promotion of balance and strength for fall prevention - a mini-review. *Gerontology*, 2011, roč. 57, č. 4, s. 304-15.
- GRYC, T. *Vztah mezi posturální stabilitou a pohybovými aktivitami*. Praha, 2014. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- HATTON, A. ROME, K. DIXON, J. MARTIN, DJ, MCKEON, PO. Footwear interventions: a review of their sensorimotor and mechanical effects on balance performance and gait in older adults. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2013, roč.103, č. 6, s. 516-533.
- HLOUŠKOVÁ, P. *Možnosti ovlivnění stability chůze u geriatrických pacientů*. Praha, 2016. Bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze. 1. lékařská fakulta.
- HORAK, FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and Ageing*, 2006, roč. 35, č. S2, s. ii7-ii11.
- HORAK, FB. HLAVACKA, F. Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. *Journal of Neurophysiology*, 2001, roč. 86, č. 2, s. 575-585.
- HORAK, FB. SHUPERT, CL. MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging*, 1989, roč 10, č. 6, s. 727-738.

- JANDA, V. VÁVROVÁ, M. Senzomotorická stimulace. Základy metodiky propioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, 1992, roč. 25, č. 3, s. 14-34.
- JANOŠKOVÁ, H. MUCHOVÁ, H. *Aqua fitness: Využití v rehabilitaci – Aqua step aerobik*. Brno: Paido, 2004. 69 s. ISBN 80-7315-030-1.
- KAESLER, DS. MELLIFONT, RB. SWETE KELLY, P. TAAFFE, DR. A novel balance exercise program for postural stability in older adults: A pilot study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2007, roč. 11, č. 1, s. 37-43.
- KANEDA, K. SATO, D. WAKABAYASHI, H. HANAI, A. NOMURA, T. A Comparison of the Effects of Different Water Exercise Programs on Balance Ability in Elderly People. *Journal of Aging and Physical Activity*, 2008, roč. 16, č. 4, s. 381-392.
- KAWANABE, K. KAWASHIMA, A. SASHIMOTO, I. TAKEDA, T. SATO, Y. IWAMOTO, J. Effect of whole-body vibration exercise and muscle strengthening, balance, and walking exercises on walking ability in the elderly. *The Keio Journal of Medicine*, 2007, roč. 56, č. 1, s. 28-33.
- KIM, MK. The effects of trunk stabilization exercise using a Swiss ball in the absence of visual stimulus on balance in the elderly. *Journal of Physical Therapy Science*, 2016, roč. 28, č. 7, s. 2144-2147.
- KINSELLA, K. PHILLIPS, DR. Global Aging: The Challenge of Success. *Population Bulletin*, 2005, roč. 60, č. 1.
- KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
- LABUDOVÁ-ŽURECHOVÁ, J. *Aqua fitness*. Bratislava: PEEM, 2005. 122 s. ISBN 80-89197-21-3.
- LELARD, T. AHMAIDI, S. Effects of physical training on age-related balance and postural control. *Clinical neuropsychology*, 2015, roč. 45, č. 4, s. 357-369.
- LORD, SR. MENZ, HB. Visual contributions to postural stability in older adults. *Gerontology*. 2000, roč. 46, č. 6, s. 306-310.

- MAITRE, J. JULLY, JL. GASNIER, Y. PAILLARD, T. Chronic physical activity preserves efficiency of proprioception in postural control in older women. *Journal of Rehabilitation*, 2013, roč. 50, č. 6, s. 811-820.
- MANCHESTER, D. WOOLLACOTT, M. ZEDERBAUER-HYLTON, N. MARIN, O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *Journal of Gerontology*, 1989, roč. 44, č. 4 s. M118-127.
- MANOR, B. LOUGH, M. GAGNON, MM. CUPPLES, A. WAYNE, P. LIPSITZ, LA. Functional Benefits of Tai Chi Training in Senior Housing Facilities. *Journal of the American Geriatrics Society*, 2014, roč. 62, č. 11, s. 1484-1489.
- MESQUITA, LSA. CARVALHO, FT. FREIRE, LSA. NETO, OP. ZANGARO, RA. Effects of two exercise protocols on postural balance of elderly women: a randomized controlled trial. *BMC Geriatrics*, 2015, roč. 15, č. 1, s. 61.
- MULFORD, D. TAGGART, HM. NIVENS, A. PAYRIE, C. Arch support for improving balance and reducing pain in older adults. *Applied nursing research*, 2008, roč. 21, č. 3, s. 153-158.
- NAGYMATE, G. PETHES, A. SZABO, G. BEJEK, Z. PAROCZAI, R. KISS, RM. The impact of the severity of knee osteoarthritis on the postural stability. *Materials Today: Proceedings*, 2016, roč. 3, č. 4, s. 1069-1073.
- NAJAFI, B. DE BRUIN, ED. REEVES, ND. ARMSTRONG, DG. MENZ, HB. The Role of Podiatry in the Prevention of Falls in Older People. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2013, roč. 103, č. 6, s. 452-6.
- PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody. I., Koncepty a metody spočívající převážně na neurofyzilogické bázi*. Brno: CERM, 2002. 239 s. ISBN 80-7204-266-1.
- PARK, EC. KIM, SG. LEE, CW. The effects of virtual reality game exercise on balance and gait of the elderly. *Journal of Physical Therapy Science*, 2015, roč. 24, č. 7, s. 1157–1159.

PEREIRA, MP. GONC, M. Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Improves Balance and Knee Extensors Strength of Older Fallers. *ISRN Rehabilitation*, 2012.

PERRIN, PP. GAUCHARD, GC. PERROT, C. JEANDEL, C. Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *British Journal of Sports Medicine*, 1999, roč. 33, č. 2, s. 121–126.

PROKOPOVÁ, L. *Senzomotorika jako možnost terapie k ovlivnění balančních problémů u seniorů*. České Budějovice, 2011. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích. Zdravotně sociální fakulta.

RIBEIRO, F. OLIVEIRA, J. Aging effects on joint proprioception: the role of physical activity in proprioception preservation. *European Review of Aging and Physical Activity*, 2007, roč. 4, č. 2 s. 71–76.

ROKYTA, R. a kol. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV, 2000. 359 s. ISBN 80-85866-45-5.

SALON, MC. SOULAT, HM. MONTTOYA, R. DUPUI, P. Is electrical stimulation with voluntary muscle contraction of physiologic interest in aging women? *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 2005, roč. 48, č. 1, s. 20–28.

SAMUEL, AJ. SOLOMON, J. MOHAN D. A Critical Review on the Normal Postural Control. *Physiotherapy and Occupational Therapy Journal*, 2015, roč. 8, č. 2, s. 71-75.

SHUMWAY-COOK, A. WOOLACOTT, MH. *Motor control. Translating research into practice*. 4. Vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007. 641 s. ISBN 978-1-60831-018-0.

SEO, BD. YUN, YD. KIM, HR. LEE, SH. Effect of 12-week swiss ball exercise program on physical fitness and balance ability of elderly women. *J Phys Ther Sci*, 2012, roč. 24, č. 1, s.11–15.

SOFIANIDIS, G. HATZITAKI, V. DOUKA, S. GROULOS, G. Effect of a 10-Week Traditional Dance Program on Static and Dynamic Balance Control in Elderly Adults. *Journal of Aging & Physical Activity*, 2009, roč. 17, č. 2, s. 167-181.



SOLLOWAY, MR. TAYLOR, SL. SHEKELLE, PG. MIAKE-LYE, IM. BEROES, JM. SHANMAN, RM. HEMPEL, S. An evidence map of the effect of Tai Chi on health outcomes. *Systematic Reviews*, 2016, roč. 5, č. 126.

SPEERS, RA. KUO, AD. HORAK, FB. Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. *Gait and Posture*, 2002, roč. 16, č. 1, s. 20-30.

STANMORE, EK. OLDHAM, J. SKELTON, DA. ONEILL, T. PILLING, M. CAMPBELL, AJ. TODD, C. Fall Incidence and Outcomes of Falls in a Prospective Study of Adults With Rheumatoid Arthritis. *Arthritis Care & Research*, 2013, roč. 65, č. 5, s. 737-744.

TIMAR, B. TIMAR, R. GAITA, L. OANCEA, C. LAVAI, C. LUNGEANU, D. The Impact of Diabetic Neuropathy on Balance and on the Risk of Falls in Patients with Type 2 Diabetes Mellitus: A Cross- Sectional Study. *PLoS One*, 2016, roč. 11, č. 4.

TOLEDO, D. BARELA, JA. Age-related differences in postural control: Effects of the complexity of visual manipulation and sensorimotor contribution to postural performance. *Experimental Brain Research*, 2014, roč. 232, č. 2, s. 493-502.

TOULOTTE, C. TOURSEL, C. OLIVIER, N. Wii fit training vs. adapted physical activities: Which one is the most appropriate to improve the balance of independent senior subjects? A randomized controlled study. *Clinical Rehabilitation*, 2012, roč. 26, č. 9, s. 827-835.

TSENG, S-Y. HSU, PS. LAI, CL. LIAO, WC. LEE, MC. WANG, CH. Effect of Two Frequencies of Whole-Body Vibration Training on Balance and Flexibility of the Elderly. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2016, roč. 95, č. 10, s. 730-737.

VAŘEKA, I. VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 189 s. ISBN 9788024424323.

VAŘEKA, I. Postrurální stabilita. Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002, č. 4, s. 122-129.

VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd., Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

VERVOORT, G. BENGEVOORD, A. STROUWEN, C. BEKKERS, EMJ.  
HEREMANS, E. VANDENBERGHE, W. NIEUWBOER, A. Progression of postural control and gait deficits in Parkinson's disease and freezing of gait: A longitudinal study. *Parkinsonism & Related Disorders*, 2016, roč. 28, s. 73-79.

WINTER, DA. Human balance and posture control during standing and waling. *Gait & Posture*, 1995, roč. 3, č. 4, s. 193-214.

WOOLLACOTT, MH. Age-related changes in posture and movement. *J Gerontol*, 1993, roč. 48, s. 56-60.

YEH, TT. CINELLI, ME. LYONS, JL. LEE, TD. Age-related changes in postural control to the demands of a precision task. *Human Movement Science*, 2015, roč. 44, s. 134-142.

## **10 PŘÍLOHY**

### **10.1 SEZNAM PŘÍLOH**

*Příloha č. 1. – Souhlasné stanovisko etické komise*

*Příloha č. 2 – Informovaný souhlas*