

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

EFEKT BALANČNÍHO TRÉNINKU NA VARIABILITU ČASOVĚ-PROSTOROVÝCH
PARAMETRŮ CHŮZE

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Edita Žnívová, tělesná výchova – matematika

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2017

Jméno a příjmení autora: Bc. Edita Žnivová

Název magisterské práce: Efekt balančního tréninku na variabilitu časově-prostorových parametrů chůze

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii FTK UP Olomouc

Vedoucí magisterské práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Rok obhajoby: 2017

Abstrakt:

Diplomová práce se zabývá zkoumáním účinků rovnovážného tréninku na variabilitu časových a prostorových parametrů chůze seniorů. Podle literatury má cvičení vliv na stabilitu chůze. Cílem experimentální části je analýza parametrů chůze. Návrh experimentu vychází z teoretického rámce. Navrhovaná studie je paralelní randomizovaná kontrolovaná studie zaměřená na starší osoby starší 60 let se známou historií pádů. Časově-prostorové proměnné (rychlost, délka kroku, tempo, fáze dvojité podpory (%)) byly měřeny pomocí systému OptoJump Next při preferované rychlosti chůze. Variabilita každého parametru byla vypočítána jako standardní odchylka a variační koeficient. Výsledky analýzy jsou v rozporu s předpokladem, že balanční trénink má pozitivní vliv na časově-prostorové parametry chůze.

Klíčová slova: variabilita chůze, seniori, OptoJump, balanční trénink, časově-prostorové parametry chůze

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Edita Žniová

Title of the master thesis: The effect of balance training on the variability of temporal-spatial parameters of walking

Department: Department of Natural Sciences in Kinanthropology FTK UP Olomouc

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2017

Abstract:

The subject of this diploma thesis is to investigate effects of balance training on variability of temporal-spatial parameters of gait at older adults. According to a literature review training can enhance gait stabilities. The aim of experimental part is to analyse gait parameters. Design of experiment is based on theoretical framework. The proposed study is a parallel randomised controlled trial aimed at elderly aged 60 and more with known history of falls. Gait variables (velocity, stride length, pace, double support phase (%)) were measured at preferred speed using the system OptoJump Next. The variability of each measure was calculated as the standard deviation and variation coefficient. The results did not support the expectations that gait parameters improve by interventions.

Keywords: gait variability, seniors, OptoJump, balance training, temporal-spatial parameters of gait

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D. a že jsem uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 20. 6. 2017

.....

Děkuji vedoucímu diplomové práce Mgr. Zdeňkovi Svobodovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat rodině za podporu při studiu.

OBSAH

1	ÚVOD	9
2	SYNTÉZA POZNATKŮ	10
2.1	Chůze a její parametry	10
2.1.1	Krokový cyklus	10
2.1.2	Časově prostorové charakteristiky chůze	11
2.1.3	Variabilita časově prostorových charakteristik chůze a její význam	12
2.1.4	Vyšetření chůze	14
2.1.5	Poruchy chůze	15
2.2	Stáří, problémy seniorů	15
2.2.1	Stáří	15
2.2.2	Rovnováha těla	16
2.2.3	Chůze seniorů	18
2.2.4	Instabilita seniorů a pády	19
2.3	Prevence pádů	24
2.3.1	Rekondiční programy	24
2.3.2	Balanční trénink	24
3	CÍLE	27
3.1	Hlavní cíl	27
3.2	Dílčí cíle	27
3.3	Hypotézy	27
4	METODIKA	29
4.1	Charakteristika výzkumného souboru	29
4.2	Organizace výzkumu a měření	30
4.3	Balanční trénink experimentální skupiny	32
4.4	Metoda měření	32
4.4.1	OptoJump Next	32

4.5	Metody zpracování a vyhodnocení údajů	34
4.5.1	Měřený soubor	34
4.5.2	Časově-prostorové parametry.....	35
4.5.3	Statistické zpracování dat.....	35
5	VÝSLEDKY	36
5.1	Časově-prostorové charakteristiky vybraných parametrů.....	36
5.1.1	Trvání fáze dvojí opory	36
5.1.2	Frekvence	37
5.1.3	Rychlost chůze.....	37
5.1.4	Délka kroku	38
5.1.5	Testování hypotézy H1.....	39
5.2	Absolutní variabilita – směrodatná odchylka.....	40
5.2.1	Trvání fáze dvojí opory	40
5.2.2	Směrodatná odchylka frekvence.....	41
5.2.3	Směrodatná odchylka rychlosti chůze	41
5.2.4	Směrodatná odchylka délky kroku	42
5.2.5	Testování hypotézy H2.....	42
5.3	Relativní variabilita – variační koeficient	44
5.3.1	Koeficient variace trvání fáze dvojí opory	44
5.3.2	Relativní variabilita frekvence	45
5.3.3	Relativní variabilita rychlosti chůze	45
5.3.4	Relativní variabilita délky kroku	46
5.3.5	Testování hypotézy H3.....	46
6	DISKUZE	47
6.1	Přehled výsledků analýzy.....	47
6.1.1	Posouzení vybraných parametrů.....	47
6.2	Důvody, proč výsledky nejsou očekávané	48

6.2.1	Rozdělení probandů do skupin	48
6.2.2	Vliv probandů.....	48
6.2.3	Chyby v měření	49
6.2.4	Výběr analyzovaných parametrů	49
6.2.5	Skutečnost v rozporu s teorií.....	49
7	ZÁVĚR	50
8	SOUHRN	51
9	SUMMARY	52
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	53
11	PŘÍLOHY.....	56

1 ÚVOD

Jedním z fenoménů současnosti je stárnutí populace. Už teď je zřejmé, že v následujících letech bude narůstat průměrný věk populace jak v České republice, tak i v Evropě a podíl seniorů se bude významně zvyšovat. Je proto žádoucí, aby lidé ve vyšším věku byli soběstační, aktivní a vitální co nejdéle.

Nebezpečím pro lidi ve vyšším věku jsou poruchy rovnováhy a následné pády. Pády představují velký problém nejen při samotném léčení následků pádů, ale hlavně při řešení následných komplikací, jako je například imobilita, omezená soběstačnost, mortalita v důsledku pádu apod. Tyto následky představují vysoké finanční náklady na léčbu a samozřejmě i vysoké nároky na sociální péči. Je otázka, zda je možné vhodným cvičením pádům předcházet.

Právě možnost předcházet a omezit množství a frekvenci pádů seniorů vhodným balančním tréninkem je předmětem této diplomové práce. Cílem práce je posoudit efekt balančního tréninku na stabilitu chůze prostřednictvím zkoumání variability vybraných časově-prostorových parametrů chůze.

V teoretické části diplomové práce se zabývám problematikou pohybové aktivity seniorů, stabilitou chůze a variabilitou časově-prostorových charakteristik chůze především s ohledem na riziko pádů. Praktická část vychází ze studie, realizované na Fakultě tělesné kultury v Olomouci, která testuje možnosti zlepšení stability chůze zařazením vhodného balančního tréninku. Při výzkumu vycházím z měření parametrů chůze a pomocí vhodně zvolených statistických metod hodnotím variabilitu časově-prostorových parametrů u sledovaných jedinců. Tyto parametry lze podle některých studií považovat za ukazatele stability chůze.

Výsledky měření tvoří podklad pro analýzu dat. V analytické části a následné diskusi hledám parametry, které by ukazovaly u seniorů na zvýšené riziko pádů. Dále zjišťuji, zda lze zjistit, jestli má balanční trénink vliv na vybrané ukazatele chůze seniorů.

2 SYNTÉZA POZNATKŮ

2.1 Chůze a její parametry

Chůze je pro každého člověka charakteristická, jedinečná a neopakovatelná. Proto je v poslední době stále více využívána v biometrii a slouží k identifikaci konkrétního člověka (Rak, Matyáš, & Říha, 2008).

2.1.1 Krokový cyklus

Chůzi dělíme na jednotlivé cykly. Jeden cyklus představuje interval mezi prvním kontaktem jedné končetiny s podložkou a posledním kontaktem druhé končetiny s podložkou. Mluvíme také o dvojkroku. Krokem zjednodušeně nazýváme dobu, při níž je jedna noha v kontaktu s podložkou, nebo vzdálenost mezi místem dopadu paty jedné nohy a místem dopadu druhé nohy.

Popis chůzového cyklu se liší podle autorů.

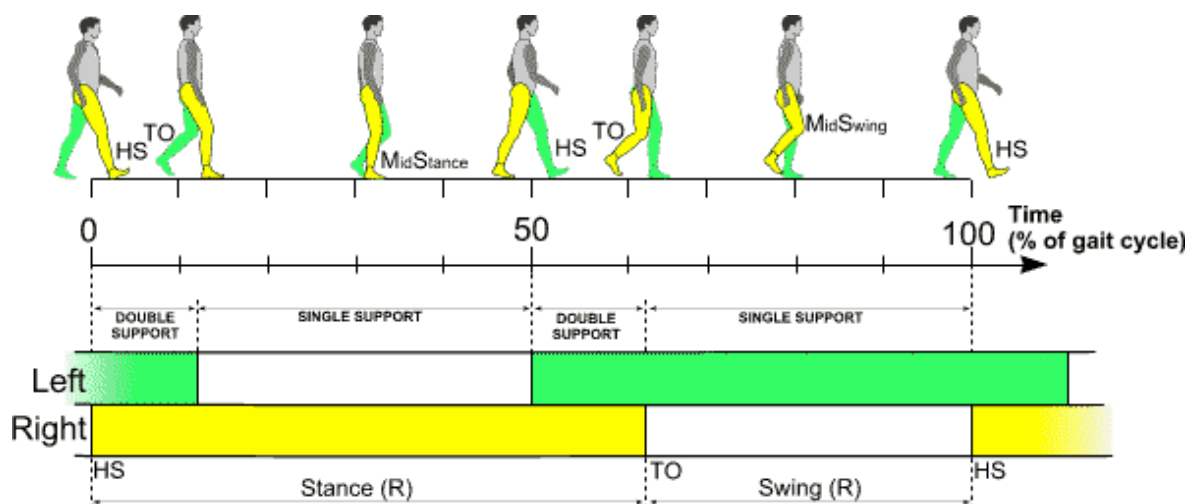
Chůzový cyklus rozlišujeme dvě fáze – stojnou (stance), kdy dochází k opoře o končetinu a švihovou (swing), kdy chodidlo není v kontaktu s podložkou (Obr. 1)

Stojná fáze představuje 60 % doby cyklu a zahrnuje:

- Počáteční kontakt, úder paty (heel strike, HS),
- Stádium zatěžování, celé chodidlo na podložce (foot flat),
- mezistoj (mid-stance),
- koncový stoj,
- odraz (push-off),
- předšvih.

Švihová fáze trvá 40 % doby cyklu a skládá se z:

- počátečního švihu, zrychlení (acceleration),
- mezišvihu (mid-swing),
- koncového švihu, zpomalení (deceleration) (Svoboda, 2008).



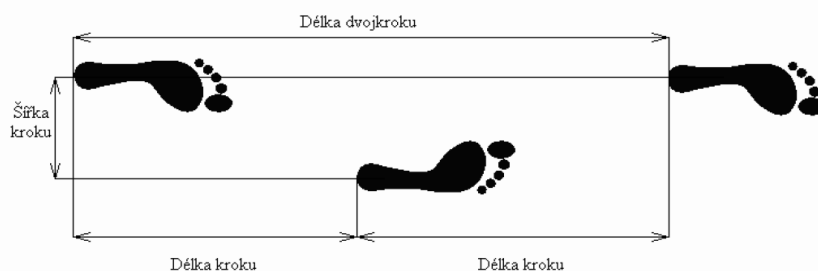
Obr. 1 Krokový cyklus (Anonymous, nedatováno)

Fáze, při níž je na zemi pouze jedna noha, se označuje jako jednooporová fáze (single support), fáze, při níž se opíráme oběma nohama, je označena jako dvouoporová fáze (double support). Právě tato fáze je podle Kirtley (2006) definující pro rychlost chůze. Jestliže totiž roste rychlost chůze, pak se doba double support zkracuje.

2.1.2 Časově prostorové charakteristiky chůze

Mezi tyto charakteristiky patří rychlost chůze, délka cyklu chůze, délka kroku a frekvence.

Délka kroku (step length) je vzdálenost mezi počátečními kontakty kontralaterálních dolních končetin. Délka kroku je vzdálenost mezi počátečními kontakty jako délka dvojkroku nebo doba jeho trvání. Krok se rozlišuje na pravý a levý, podle toho jaká končetina je vpředu. S tímto parametrem souvisí i délka dvojkroku (stride length) čili jednoho chůzového cyklu, který je tvořen součtem délky pravého a levého kroku.



Obr. 2 Délkové charakteristiky krokového cyklu (Svoboda, 2008)

Rychlost chůze je podíl délky kroku a trvání kroku. S délkou dvojkroku a frekvencí souvisí podle vztahu (Whittle, 2007):

$$\text{Rychlost } \left(\frac{m}{s}\right) = \text{délka dvojkroku } (m) \cdot \text{frekvence } (\text{kroky}/\text{min})/120$$

Při změně rychlosti chůze dochází ke změně délky kroku. S věkem se příliš nemění, až do 70 let, kdy se postupně snižuje asi o 15 % za dekádu pro normální chůzi a 20 % pro maximální rychlost (Ambler, 2004).

Frekvence znamená počet kroků nebo dvojkroků za časovou jednotku (za minutu, sekundu). Souvisí s délkou dolních končetin. Čím delší dolní končetina, tím pomalejší frekvence. Proto obecně ženy mají větší kadenci než muži (Kritley, 2006).

Dalšími parametry mohou být délka a trvání kroku levé, resp. pravé končetiny, délka a trvání jednotlivých fází krokového cyklu, stranová symetrie apod.

2.1.3 Variabilita časově prostorových charakteristik chůze a její význam

Velikost kolísání kolem statistického znaku vyjadřují charakteristiky variability (proměnlivosti) znaku. Podle Stergiou, Harbourne a Cavanaugh, (2006) variabilita lidského pohybu charakterizuje normální změny, které se vyskytují při opakování téhož pohybu. Tyto změny lze snadno pozorovat, přitom mají mnohdy vyšší vypovídací hodnotu, než samotné časové a prostorové charakteristiky.

Charakteristiky variability vyjadřují, jak moc se naměřené hodnoty zvoleného znaku odlišují od předpokládané hodnoty. Variabilitu lze kvantifikovat pomocí základních charakteristik proměnlivosti statistického souboru – rozptylu, směrodatné odchylky, popř. variačního koeficientu. Přitom platí, že čím větší variabilita, tím větší rozptýlení hodnot sledovaného znaku. Čím menší je rozptyl nebo směrodatná odchylka, tím lepší má ukazatel polohy (například aritmetický průměr) vypovídací schopnost.

Rozptyl

Rozptyl (disperze, variace) se označuje s^2 , má rozměr rovný kvadrátu rozměru sledovaného znaku.

Vypočítá se podle následujícího vzorce:

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2,$$

kde n je rozsah statistického souboru, \bar{x} je průměrná hodnota statistického znaku. Platí, že při větší proměnlivosti statistického znaku odpovídá větší rozptyl. Rozptyl se používá tehdy, když je charakteristikou polohy aritmetický průměr (Průcha str. 127).

Směrodatná odchylka

Odmocnina z rozptylu je směrodatná odchylka σ (standard deviation). Směrodatná odchylka je definována jako kvadratický průměr odchylek hodnot znaku od jejich aritmetického průměru.

$$\sigma = \sqrt{s^2}$$

Variační koeficient

Další charakteristikou variability je variační koeficient jako podíl směrodatné odchylky a absolutní hodnoty ze střední hodnoty. Výhodou variačního koeficientu je jeho bezrozměrnost. Pomocí variačního koeficientu usuzujeme velikost variability.

$$v = \frac{\sigma}{\bar{x}} \cdot 100\%$$

Variabilita je nejpopulárnějším přístupem charakterizujícím stabilitu chůze, což je zřejmě dáno poměrnou jednoduchostí jejího výpočtu vycházejícího ze statistických metod. Navíc variabilita je jedním z mála přístupů s prokazatelnou prediktivní validitou. Z experimentů vyplývá, že pokud budeme měřit variabilitu proměnné, která je pro stabilitu chůze podstatná, potom po zjištění zvýšených hodnot variability můžeme usuzovat na sníženou stabilitu chůze a s ní spojenou vyšší pravděpodobnost pádu.

Jako míru korelace lze použít Pearsonův korelační koeficient (r), který nabývá hodnot od -1 do 1. Čím blíže k ± 1 , tím těsnější závislost mezi sledovanými veličinami. Záporné hodnoty ukazují na nepřímou úměrnost, kladné hodnoty na přímou. Pokud platí, že $r = 0$, jsou veličiny nezávislé (Průcha, 2010)

Vztah mezi velikostí Pearsonova korelačního koeficientu a korelací je uveden v následující tabulce.

Tabulka 1 Pearsonův korelační koeficient (Průcha, 2010)

r	korelace
0,1-0,3	slabá
0,4-0,6	střední
0,7-0,8	silná
Nad 0,9	velmi silná

Dříve byla variabilita chůze brána jako nepřesnost měření, nyní se ukazuje, že je významným parametrem pro predikci patologických jevů a procesů stárnutí. A i když variabilita může být dvojího druhu – jedna vzniká chybou měření a druhá vlivem rozmanitosti chůze, přičemž tyto dva zdroje variability nejde oddělit, přesto každé zvýšení variability má za následek vychýlení stability těla a větší pravděpodobnost pádu. Proto lze variabilitu vnímat jako nepřímý ukazatel stability chůze (Bruijn, Meijer, Beek, & Dieën, 2014).

2.1.4 Vyšetření chůze

Vyšetření chůze má význam například při diagnostice a odhalení některých onemocnění, někdy právě chůze a postoj může napovědět na závažné patologie. Přesto je často tento druh diagnostiky opomíjený.

Při klinickém vyšetřování poruch chůze a stoje se využívá základního neurologického vyšetření, vyšetření svalového tonu a síly, vstávání z lehu do sedu a ze sedu do stoje, spontánní stoj (držení trupu a končetin). Sledované jsou dále manévry ve stoji, kdy se zkouší například stoj spojný, stoj spojný se zavřenýma očima (tzv. Rombergova zkouška) a další. Při spontánní chůzi se sleduje rychlost, šíře základny, délka kroku, otáčení na místě, průchod zúženým místem, překračování překážek. Manévry při chůzi obsahují chůze tandemovou, se zavřenýma očima, chůze pozpátku, po patách, po špičkách, manévry ve stoji, spontánní chůze a manévry při chůzi. Měření probíhá na obvyklých vzdálenostech 4, 6 a 10 metrů (Kalvach et al., 2004).

Při vyšetřování chůze se využívá řada způsobů měření, které jsou založeny většinou na záznamu filmovacími prostředky. Na těle jsou vyznačeny body, které jsou sledovány kamerami, jejich počet a nastavení je závislé na rychlosti a složitosti pohybu (Rak, Matyáš, & Říha, 2008).

Chůzi hodnotíme z dvou hledisek:

- Z neurologického hlediska – stanovení vzorce chůze a anatomicko-klinické klasifikování poruch chůze.
- Z geriatrického hlediska – stanovení výkonnosti dolních končetin, stanovení spolupráce a mentální kapacity pacienta zvládnout zadaný úkol a stanovení chodecké zdatnosti a míry křehkosti (Kalvach et al., 2004)

2.1.5 Poruchy chůze

U normální chůze je patrných pět hlavních charakteristik, které jsou u patologické chůze nejčastěji narušeny:

- stabilita ve stojné fázi,
- dostatečná výška chodidla nad podložkou,
- vhodné nastavení chodidla ve švihové fázi,
- adekvátní délka kroku,
- uchování energie (Svoboda, 2008).

Podle Raka, Matyáše a Říhy (2008, 564) jsou „*funkční a dynamické návyky lokomoce poměrně stereotypní, na druhou stranu jsou variabilní v rámci určitých druhů přemístění, např. rychlá nebo pomalá chůze, běh apod.*“

2.2 Stáří, problémy seniorů

2.2.1 Stáří

Stáří je poslední část lidského života. Nelze přesně stanovit, kdy nastává stáří, protože jde o pozvolný proces. Navíc se liší u každého jedince. Nejčastěji se stáří klasifikuje podle věku. Odborníci rozdělují stáří podle kalendářního věku do tří kategorií: rané stáří (věk 64–74 let), vlastní stáří (věk 75–89 let), dlouhověkost (věk 90 let a více). Jednotlivé hranice se mohou lišit podle autorů. Další používané rozdělení je na stáří biologické a sociální (Hronovská, 2012).

Se stářím přichází řada změn fyziologické, psychologické i sociální povahy. V případě seniorů se medicína potýká s pěti problémy, které bývají označovány jako pět I. Jedná se o instabilitu, imobilitu, inkontinenci, intelektové poruchy a iartrogenie. Instabilita se projevuje nejistotou při stožení a chůzi, slabostí nohou, ztrátou rovnováhy, závratěmi

a poruchami koordinace pohybů. Velké riziko představují pády. Kalvach et al. (2004) dokonce mluví o „komplexním problému instabilita – pády – osteoporóza – zlomeniny.

2.2.2 Rovnováha těla

Základem pro udržení rovnováhy je optimální (správné) držení těla. K tomu je potřeba efektivní zapojení odpovídajících skupin svalů. Vzpřímený postoj (tzv. vertikální labilní poloha) je výsledkem složitých reflexních dějů, na které mají vliv jednak vrozené, geneticky dané pohybové vzorce a individuální posturální funkce. Postura (z lat. postava) je poloha, kterou tělo a jeho části zaujímají v klidu (Bursova, 2005).

Druhy rovnováhy

Rozlišujeme dva druhy rovnováhy – statickou a dynamickou:

- Statická rovnováha (posturální kontrola) je definována jako „schopnost udržet polohu těla či jeho segmentů v předem dané pozici“.
- Dynamická rovnováha „představuje schopnost vykonávat pohybový úkol při udržení stabilní pozice (Pětivlas, 2013).

Podle Pětivlase et al. (2013, 4) je úroveň rovnovážné schopnosti vrozená, přesto je však možné ji tréninkem ovlivnit. Uvádí: „*Odborné prameny se nemohou plně shodnout, zda úroveň rovnovážné schopnosti vyplývá primárně z opakování určitého cvičení, jež ovlivňuje rovnovážné adaptace skrze zvýšení citlivosti vestibulárního systému (motorické odpovědi), nebo ze schopnosti selekce významných proprioceptivních a vizuálních podnětů – je dána opět opakováním konkrétních cvičení*“.

Systemy pro zajištění rovnováhy

Udržení rovnováhy zajišťují 3 systémy: zrakový, vestibulární a proprioceptivní (Hronovská, 2012). K zajištění rovnováhy je potřeba fungování alespoň dvou systémů.

System zrakový

Změny zrakového systému se týkají především zrakové ostrosti, orientace v šeru a ve tmě, zhoršuje se rozlišování kontrastu. Problémem je zavření očí, které může vést k pádu, popř. ke zhoršené kontrole stoje (Kalvach et al., 2004).

Systém vestibulární

Vestibulární receptory ve vnitřním uchu (labyrintu) se podílejí na vnímání polohy těla a jeho pohybu v prostoru. Sluch a řečové schopnosti s věkem klesají. Degenerativní změny vestibulárního systému mají vliv na stoj a rovnováhu.

Systém proprioceptivní

Bývá označován jako „polohocit“. Je nezbytný pro koordinaci pohybu, změny polohy těla, svalový tonus a průběh některých reflexů (Velký lékařský slovník, 1998-2017).

Dle Bursové (2005) úroveň motorických výkonů významně ovlivňují i další receptory. Jsou to zejména visceroreceptory, uložené ve stěnách útrobu a cév a registrující změny tlaku v cévách, změny pH krve, teplotní změny. Exteroceptory zachycují jak podněty z dálky – teleceptory (zrakové, sluchové a čichové), tak z bezprostřední blízkosti – kontaktní (kožní např. na plosce nohy).

Poruchy rovnováhy označujeme jako závratě. Neexistuje přesné vymezení tohoto pojmu. Obecně lze za závrať považovat ztrátu prostorové orientace. Představují velmi časté obtíže seniorů. Polovina závratí souvisí s kardiálními a oběhovými poruchami. Běžně se pojem závrať používá kromě pocitu slabosti také jako pojem pro tah do strany, nejistotu při chůzi, pocit hrozícího pádu (Kalvach et al., 2004).

Závrativé potíže postihují 16 – 35 % pacientů a jejich výskyt je výrazně závislý na věku (Jeřábek, 2007).

Diagnostika rovnováhy

Pro zkoumání důvodů poruch rovnováhy je používána řada diagnostických metod. Důležité je neurologické vyšetření, které slouží k odhalení potenciálních příčin poruch rovnováhy, zhodnocení EKG, posouzení tlaku, provedení základního interního vyšetření. Podle Jeřábka je také velmi důležité posouzení psychického stavu pacienta, vyšetření zrakové ostrosti a sluchu. Kineziologický rozbor pak sleduje hybnost, rozsah kloubních pohybů, svalovou sílu. Statická rovnováha se hodnotí na základě stoje a jeho modifikací, dynamická stabilita prostřednictvím hodnocení chůze. Dále se hodnotí manévry, např. vstávání ze židle, obraty na místě apod.

Hodnocení rovnováhy ve stoji dle Jeřábka (2007)

Při diagnostice stoje je používá Rombergův test. Má tři části:

- 1) Spontánní stoj, kdy se sleduje celkové držení těla, šířka rozkročení, stabilita.
- 2) Stoj spatný.
- 3) Stoj spatný se zavřenýma očima. Pokud dojde ke zhoršení stoje proti stoju spatnému s otevřenýma očima, mluví se o pozitivním Rombergově testu (Jeřábek jej nazývá Rombergův přízrak).

Hodnocení rovnováhy při chůzi

Při diagnostice chůze hodnotíme základnu, délku kroku, držení těla, plynulost pohybů, odchylky ze směru chůze, start a zastavení, otáčení na místě a při chůzi, průchod dveřmi nebo mezi lůžky. Dále hodnotíme manévry při chůzi: tandemová chůze, chůze se zavřenýma očima, chůze pozpátku, po patách a po špičkách (Hronovská, 2012).

K hodnocení chůze a stability se používá test podle Tinettiové. Při něm se hodnotí body různé aktivity, např. rovnováha v sedu, schopnost se postavit ze sedu na židličce nebo z lehu, otočka o 360 stupňů, Rombergův test. V další části se posuzují parametry chůze – začátek chůze, délka, výška, souměrnost a plynulost kroku, udržení směru při chůzi a vlastní způsob chůze. Body za všechny úkony se sčítají. Podle výšky dosaženého hodnocení lze posuzovat závažnost poruch rovnováhy. Nízké skóre svědčí o vážných poruchách rovnováhy a vysokém riziku pádu (Hronovská, 2012).

2.2.3 Chůze seniorů

Během stárnutí dochází k omezování pohybových aktivit a s tím souvisejícího poklesu kondice, ubývání svalové hmoty a síly. U řady seniorů je patrná nechuť k pohybu, nedostatek motivace a vůle překonávat dyskomfort související s pohybovou aktivitou. Může jít o neochotu překonávat potíže související se zhoršováním systémů pro zajištění rovnováhy, ztráta motivace pro chůzi mimo domov, dlouhodobá nemoc, ubývání pohybové spontaneity, kognitivní deficit (demence), úzkost a strach z pádu, instabilita, únava a dekonice, svalová slabost apod. Mezi jednotlivými seniory se však vztah k pohybové aktivitě značně liší.

Při procesu stárnutí dochází ke zpomalování chůze, zhoršování rovnováhy a typicky zkrácení délky kroku. Kalvach et al. (2004) uvádí, že pouhé 3,7 % žen a 6,3 % mužů nad

90 let chodí vyšší rychlostí než 1,1 m/s. Mluvíme o „opatrné chůzi“, přitom není jasná hranice, kdy dochází ke změnám souvisejícím s normálním stárnutím, nebo jde o vzorce senilní chůze a dalších typů chůze, které svědčí o chorobném postižení. Kromě rychlosti mizí i prováděcí variabilita, kdy senior chodí stereotypním tempem i způsobem bez ohledu na proměnlivé okolnosti.

Výzkum prokázal, že variabilitu chůze mají vliv vrozené dispozice z 30 %, kdežto pohybová aktivita a další vnější faktory ovlivňují kvalitu chůze až z 50 %. Celková kondice ve stáří tedy souvisí s celoživotním přístupem k pohybové aktivitě.

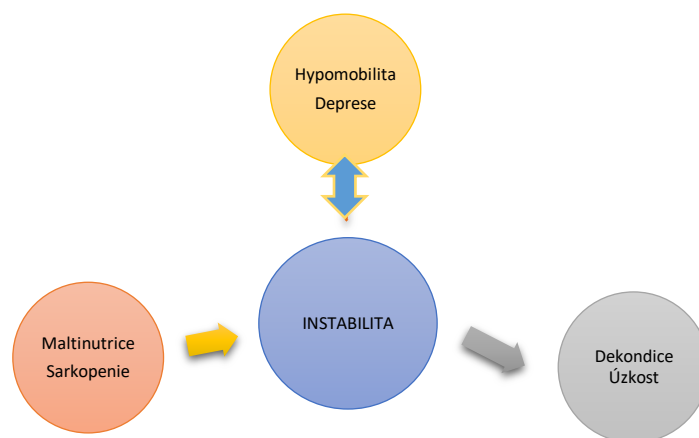
2.2.4 *Instabilita seniorů a pády*

Instabilita je typickým projevem stáří. Vzniká v důsledku zhoršené funkce muskuloskeletárního systému, oslabení smyslového a prostorového vnímání. Mohou se přidávat ještě vliv onemocnění a vliv léků.

Výše uvedené systémy, výkonné motorické funkce a neporušené smyslové funkce napomáhají udržení stability a jsou podmínkou k plynulé chůzi. Ve starším věku jsou poruchy chůze a pády důsledkem fyziologických změn (Klán, & Topinková, 2003).

Dalšími příčinami instability jsou malnutrice (nedostatečná výživa) a sarkopenie (progresivní redukce svalové hmoty a svalové síly). Instabilita velmi úzce souvisí s hypomobilitou. Ta představuje jednak omezenou pohyblivost, ale také malý objem pohybových aktivit (Kalvach et al., 2004). Nedostatečný pohyb vede k nejistotě, úzkosti, dekonkoci. A ty jsou zase příčinou zhoršující se malnutrice, sarkopenii apod.

Na následujícím obrázku (Obr. 3) jsou vidět příčiny a důsledky instability seniorů. Samotná instabilita vede k úzkostem a z toho vyplývající dekonkoci.



Obr. 3 Podmiňování instability (Kalvach et al., 2004)

Instabilita vychází z malnutrice a sarkopenie, vzájemně se podmiňuje s hypomobilitou a depresí a vede k dekonkci a úzkosti.

Jedním ze způsobů, jak instabilitě předcházet, je pohyb. Podle Holmerové, Juraškové a Zikmundové (2007) nutnou podmínkou pro zachování dostatečné svalové hmoty je mimo správné výživy také dostatečná pohybová aktivita.

Řada studií ukazuje, že se zvyšujícím se věkem se zvyšuje riziko pádu. Pětina seniorů nad 65 let žijících doma utrpí pád během jednoho roku. V ústavech tato statistika roste až na 40 – 60 % osob. Přibližně u 1/4 postižených jde o opakované epizody (Klán, & Topinková, 2003). Podle Hronovské (2012) postihují pády až třetinu osob ve věku 65 let, přičemž se často pády opakují. U seniorů nad 80 let představuje riziko pádu 40 %. Hlavním problémem pádů je fakt, že se jedná o významný zdroj sekundární morbidity a mortality, imobilizace a jiných závažných stavů, plynoucích ze zlomenin. Podle Kalvacha je „*hlavní mechanismus pádu ve stáří snížená schopnost rychlé posturální adaptace na měnící se a ztížené podmínky chůze*“ (Kalvach et al., 2004, 204). Např. vstávání ze sedu, chůze ze schodů, chůze na nerovném povrchu.

Růžička v Kalvach et al. (2004) rozlišuje fenomenologii pádů:

- Pády zhroutením představuje náhlou ztrátu svalového tonusu a klesání k zemi. Příčinou může být epilepsie, vysoký krevní tlak apod.

- Pády skácením – jde o těžkou poruchu rovnováhy, většinou nastávají tehdy, kdy je narušena propiocepce a různé mozkové postižení.
- Pády zakopnutím – jsou následkem zakopnutí palce nebo špičky nohy o překážku. Příčinou jsou poruchy chůze nebo distální slabost.
- Pády zamrznutím – jde o pád podobný zakopnutí, jde o pád dopředu, kdy se v průběhu chůze zarazí dolní končetiny, takže nohy jsou přilepeny k zemi a tělo pokračuje v pohybu.
- Nediferencovatelné pády – důvodem může být nepozornost, zhoršení sensorických funkcí a stavu lokomočního aparátu.

Příčiny instability s pády

- 1) Diagnózy – dif. Dg synkop, dif. Dg centrální a periferní a vestibulární syndrom
- 2) Hypomobilita, dekonidice
- 3) Sarcopenie, malnutrice
- 4) Involuční změny (citlivost receptorů, propiocepce)
- 5) Aktuální dehydratace
- 6) Delirium, deprese, demence
- 7) Poruchy zraku
- 8) Vnější příčiny (nebezpečné povrchy)
- 9) Iatrogenie (negativní vliv léčebných postupů).

Zjednodušeně lze rozdělit příčiny pádů do tří skupin podle fyziologických změn ve stáří (Klán, & Topinková, 2003):

- Sensorika – zhoršení zrakové ostrosti, nižší tolerance oslnění, porucha akomodace a vidění za šera a v noci, zhoršení propiocepce, degenerativní změny vestibulárního aparát
- Nervový systém – degenerativní změny, zhoršená adaptace a integrita, zhoršení posturálních reflexů

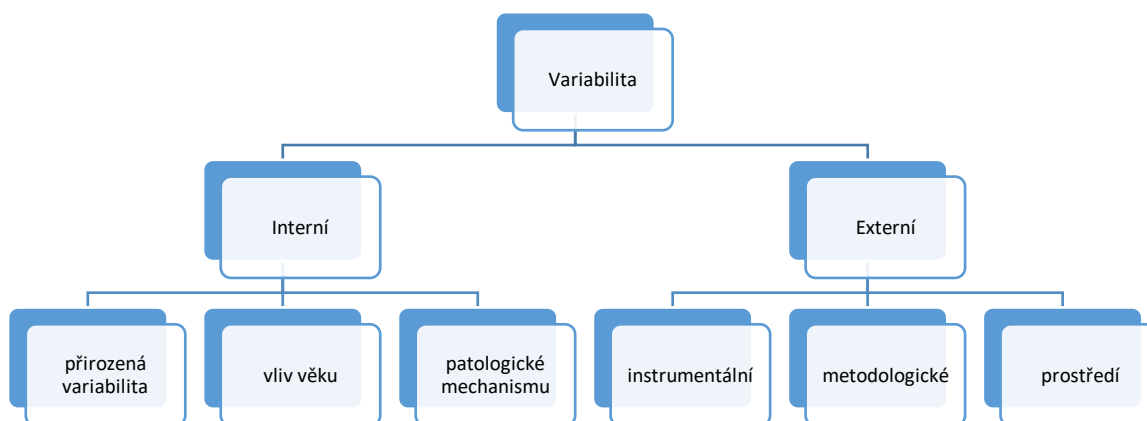
- Efektorový systém – úbytek svalové hmoty, omezení kloubní pohyblivosti, zpomalené psychomotorické tempo.

Při výzkumu Klán a Topinková (2003) zjistili, že rizikové jsou především onemocnění zhoršující stabilitu, koordinaci, kloubní pohyblivost a svalovou sílu. U 65 % postižených za pád mohly onemocnění pohybového aparátu (osteoartróza a osteoporóza), ve 28 % se na pádu podílely neurologická onemocnění (např. cévní mozkové příhody). Mezi smyslovými onemocněními to byl především glaukom a katarakta. Mezi rizikovými symptomy jsou také nestabilní chůze (88 % seniorů) a závratě (62 % seniorů), dále používání kompenzačních pomůcek (90 % seniorů). Léky patřily také mezi velmi významné faktory ovlivňující nebezpečí pádu.

V závěru výzkumu Klán uvádí, že některé rizikové faktory lze ovlivnit fyzickou aktivitou, zdatností, léčbou osteoporózy.

Variabilita a predikce pádu

Řada studií ukazuje, že variabilita úzce souvisí s pády. Variabilita vzniká z různých důvodů. Následující schéma (Obr. 4) ukazuje, co může ovlivnit variabilitu chůze.



Obr. 4 Zdroje variability (Chau, Young, & Redekop, 2005)

V jedné z prvních studií o variabilitě chůze Guimaraes a Isaacs zjistili, že starší lidé, kteří už měli zkušenost s pádem, vykazovali větší variabilitu chůze než ti, kteří ještě nespádli. Kolísání kroků u zdravých dospělých je malé a koeficient variace u řady parametrů chůze je jen několik procent. Podle řady studií lze tedy vnímat variabilitu chůze jako možnou predikci pádu. Na druhou stranu jistá míra variability chůze pomáhá udržovat člověku vzpřímený postoj. Snížená variabilita také obecně nemusí znamenat snížené riziko pádu.

Se ztrátou variability se setkáváme u některých neurologických onemocnění typu Parkinsonova nebo Alzheimerova choroba (Hausdorff, 2005).

Variabilita chůze seniorů je předmětem řady studií. V tabulce 2 jsou uvedeny výsledky kanadské studie z roku 2015 týkající se rychlosti chůze u seniorů.

Tabulka 2 Parametry chůze běžnou rychlostí (upraveno dle Brown, 2015)

parametry chůze	běžná chůze
rychlost chůze (cm/s)	140.9 (20.4)
variabilita rychlosti chůze (cm/s)	7.3 (3.1)
<i>délka kroku (cm)</i>	
Levá	70.5 (8.4)
Pravá	70.5 (8.2)
čas kroku	
Levá	505.0 (42.6)
pravá	502.9 (42.2)
<i>variabilita délky kroku (cm)</i>	
levá	1.9 (1.0)
pravá	2.0 (1.4)
<i>Variabilita – čas kroku</i>	
levá	13.9 (7.0)
pravá	13.6 (7.2)

2.3 Prevence pádů

Jednou z možností, jak předcházet pádům je zlepšení svalového tonu a zvýšení kondice prostřednictvím cvičení. Je možné zařazovat cvičení různého charakteru, nejen tai-chi, ale také cvičení na nestabilních podložkách apod.

V roce 2001 Britská a americká geriatrická společnost vydala směrnici k prevenci pádů u osob starších 65 let (NICE, 2013). Podle praktických doporučení je vhodné pro prevenci pádů seniorů především:

1. Individuálně upravené cvičební programy prováděné kvalifikovanými pracovníky. V rizikové skupině seniorů vedou ke snížení incidence pádů.
2. Cvičební programy snižují riziko pádů ve vybrané skupině starších osob s mírným deficitem svalové síly a rovnováhy.
3. Riziko pádů mohou snížit také kurzy tai-chi s individuální výukou.

2.3.1 Rekondiční programy

Pro seniory je pohybová aktivita jednou z možností, jak si zachovat dlouhodobě vyšší kvalitu života. Znovuobnovení kondice a cvičení je nutné také v případě dlouhodobého upoutání na lůžko. Je známo, že během 4 – 6 imobilizace na lůžku dochází k úbytku až 40 % svalové hmoty. V mnoha případech jsou však místo rekondičního cvičení při léčbě funkčních stavů nasazovány farmaka, jako by se jednalo o interní onemocnění. Jak uvádí Kalvach: „*Mylná diagnóza vede nejen k neúčelné farmakoterapii, ale také ke kontraproduktivnímu omezování pohybových aktivit, které dekondici a pacientovy obtíže dále zhoršují*“ (Kalvach et al., 2004, 151)

Vhodnou rekondiční aktivitou je chůze, vycházky, jogging, rotoped apod. Náročnějšími jsou individuální nebo skupinové programy na cvičení pod odborným dohledem.

2.3.2 Balanční trénink

Balančním tréninkem rozumíme takový trénink, jehož cílem je zlepšení svalové rovnováhy a síly. Proto se mu někdy říká také stabilizační. Cílem je aktivace svalů, jejich spolupráce, koordinace pohybu a zlepšení hlubokého stabilizačního systému. Získaná stabilita vede ke zvládnutí nečekaných situací ve sportu i běžném životě. Lepší reakce trénovaných svalů předchází pádům, uklouznutím a jiným nehodám (Anonymous, 2014).

Samotný trénink nemá přesně definované schéma. Přizpůsobuje se potřebám cvičence podle jeho věku, hmotnosti, kondice. V každém případě je však nutné, aby byla dodržena posloupnost zapojování jednotlivých skupin svalů.

Podle specifického zaměření a převládajícího fyziologického účinku na pohybový aparát použijeme také kompenzačních cvičení, které dělíme na: kompenzační cvičení uvolňovací; kompenzační cvičení protahovací (strečink – stretch = natahovat, protahovat); kompenzační cvičení posilovací (Bursová, 2005)

V balančním tréninku pracujeme se dvěma polohami – stabilní a labilní.

- Stabilní: pokud má člověk správné držení těla, není pro něj problém udržet danou polohu nebo vykonat očekávaný pohyb. Není nutné aktivovat tělesné jádro.
- Labilní: stoj na jedné noze při správném postavení těla, jednostranná zátěž nebo využití balančních pomůcek. Při vychýlení musí tělo reagovat.

Cílem je aktivace svalů, především svalů tělesného jádra. Tělesné jádro (jinak taky core, hluboký stabilizační systém páteře HSSP) je oblast celého trupu včetně vnitřních orgánů. Představuje asi třicet svalů, především svaly břišní, hýžděové, vzpřimovače trupu, hruškový sval, oblast hamstringu, ohybače a přitahovače kyčle. Někdy je označován jako bedro-kyčlo-pánevní komplex (LPHC) (Pětivlas, 2013).

Pro balanční trénink je možné použít řadu pomůcek, které vyvedou tělo ze stability a nutí tělo balancovat. Při balancování spolu musí spolupracovat různé svalové skupiny.

- Gymnastické míče patří mezi známou pomůcku, která často nahrazuje také židli a doporučuje se na posilování core.
- Bosu představuje nový trend v posilování. Pomůcka se používá při individuálních i skupinových trénincích. Je vhodná při posilování a stabilizaci kloubů.
- Balanční čocky a plošiny – obdoby bosu, používá se hlavně při tréninku specifických sportovních dovedností.
- Pěnové válce, pŭlválce se používají pro tzv. myofasciální techniky, tedy pro uvolnění zatuhlých tkání.

Dalšími pomůckami jsou závěsný systém TRX, který představuje dvě lana ze stropů, Flowin – klouzávé desky. Aquahit – vodní vaky, válce, vibrační stroje – powerplate nebo medicinbaly, overbally atd.

Nezanedbatelným postupem pro balanční trénink je použití vlastního těla.

Balanční trénink má řadu pozitivních účinků na zdraví. Mezi výhody patří:

- Zlepšená připravenost na každodenní situace spojené se stabilitou
- Trénink nervosvalových funkcí, kdy je potřeba vyhodnocovat a správně synchronizovat jednotlivé svalové skupiny - spolupráce synergistů, ale i antagonistů
- I relativně běžný cvik dostává ráz funkčního tréninku
- Nutná aktivace tělesného jádra a břišního lisu při zapojení těchto pomůcek
- Prevence kloubních poranění, díky odlehčující funkci stabilizačních svalů
- Urychlení rehabilitace a rekondice
- Velká variabilita využití pomůcek
- Zlepšení prostorové orientace a koordinace
- Podpora správného držení těla díky velkým nárokům na práci antigravitačních posturálních svalů
- Prevence poranění páteře (Živný, 2015).

3 CÍLE

Z teoretické části diplomové práce vyplývá, že jednou z možných způsobů zlepšení chůze a prevence pádů je řízená pohybová aktivita. Uvedený cíl a hypotézy byly formulovány na základě teoretických poznatků, uvedených v první části diplomové práce.

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem výzkumu této diplomové práce je posoudit efekt balančního tréninku na časově-prostorové parametry chůze a jejich variabilitu.

3.2 Dílčí cíle

- Posoudit efekt balančního tréninku na časově-prostorové parametry.
- Posoudit efekt balančního tréninku na absolutní variabilitu časově-prostorových parametrů chůze.
- Posoudit efekt balančního tréninku na relativní variabilitu.

3.3 Hypotézy

Stanovené hypotézy se týkají vlivu balančního tréninku na časově prostorové ukazatele, absolutní variabilitu reprezentovanou směrodatnou odchylkou parametrů a relativní variabilitu vyjádřenou variačním koeficientem v procentech.

Hypotéza H1

Nulová hypotéza H_{01} : Hodnoty časově-prostorových parametrů před a po balančním tréninku se neliší.

Alternativní hypotéza H_{11} : Hodnoty variability se před a po balančním tréninku vykazují statisticky významný rozdíl.

Hypotéza H2

Nulová hypotéza H_{02} : Absolutní variabilita časově-prostorových parametrů chůze před a po balančním tréninku se nemění.

Alternativní hypotéza H_{12} : Absolutní variabilita časově-prostorových parametrů chůze před a po balančním tréninku se změní.

Hypotéza H3

Nulová hypotéza H_{03} : Balanční trénink nemá vliv na relativní variabilitu časově-prostorových parametrů chůze.

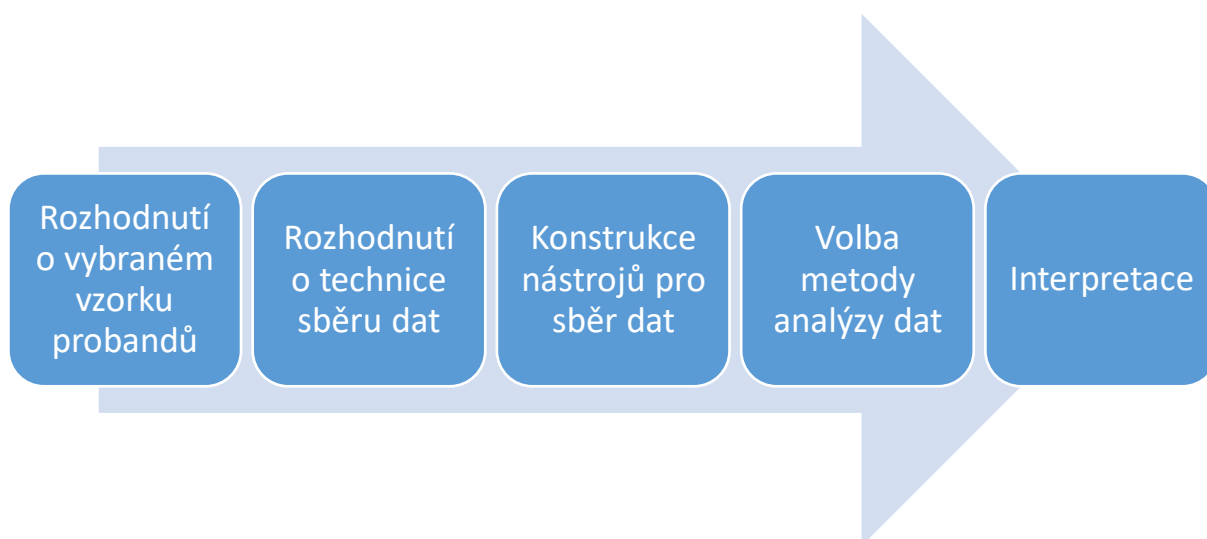
Alternativní hypotéza H_{13} : Balanční trénink má vliv na relativní variabilitu časově-prostorových parametrů chůze.

4 METODIKA

Výzkum je součástí studie *Vliv balančního tréninku na posturální kontrolu u seniorů* organizované na Fakultě tělesné kultury na Palacké univerzitě Olomouc v Olomouci. Studie byla zaregistrována v clinicaltrials.gov v červenci 2016 (identifikátor: NCT02836587) a schválena Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci dne 15.04.2016 (číslo 27/2016).

Pro výzkum byla zvolena randomizovaná kontrolovaná studie.¹ Jde o studii, při níž jsou účastníci rozděleni náhodně do dvou skupin. Jedna je experimentální, druhá kontrolní. Randomizace pomáhá vytvořit podobné nebo shodné skupiny (Kalousová & Zima, 2010).

Strategie výzkumu probíhala v krocích, uvedených na schématu (Obr. 5).



Obr. 5 Design výzkumu

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Pro studii byli vybráni osoby nad 60 let, u nichž je známá historie pádů za poslední rok. Byly vybrány z řad studentů Univerzity třetího věku v Olomouci a z klubů pro seniory.

Podmínky zařazení do výzkumu:

- Věk nad 60 let
- Schopnost stát a chodit bez pomoci nebo podpory

¹RCT - Randomized controlled trial

- Účast v projektu "Hodnocení variability chůze jako potenciálního ukazatele rizika pádu a rovnováhy" s úspěšným dokončením jednoho roku pozorování výskytu pádů.

Vyloučení ze studie byli účastníci, u kterých se objevilo akutní onemocnění, neuromuskulární nebo ortopedické postižení, popř. při obezitě, operaci nebo úrazu na muskuloskeletálním systému méně než 2 roky před začátkem měření.

Účastníci studie byli rozděleni na dvě skupiny – experimentální a kontrolní. Rozdělení proběhlo v poměru 1:1. Při randomizaci byla zohledněna následující kritéria:

1. Věk - účastníci byli rozděleni do dvou skupin: do 70 let včetně, nad 70 let.
2. BMI² - účastníci byli rozděleni do 2 skupin podle tříd: první skupina - normální (18,5-24,9 kg.m⁻²) a nadváha (25,0-29,9 kg.m⁻²); Druhá skupina - obezní (≥ 30 kg.m⁻²).
3. Počet pádů za posledních 12 měsíců (podle výsledků ročního sledování) - účastníci budou rozděleni do dvou skupin: 1. bez pádu, 2. jednoho a více pádů.
4. V úvahu byla brána sociální interakce – byl zohledněn psychologický dopad výcviku, proto byly brány v úvahu i bloky 2-3 osob, které mají rodinné vztahy či jiné sociální vazby.

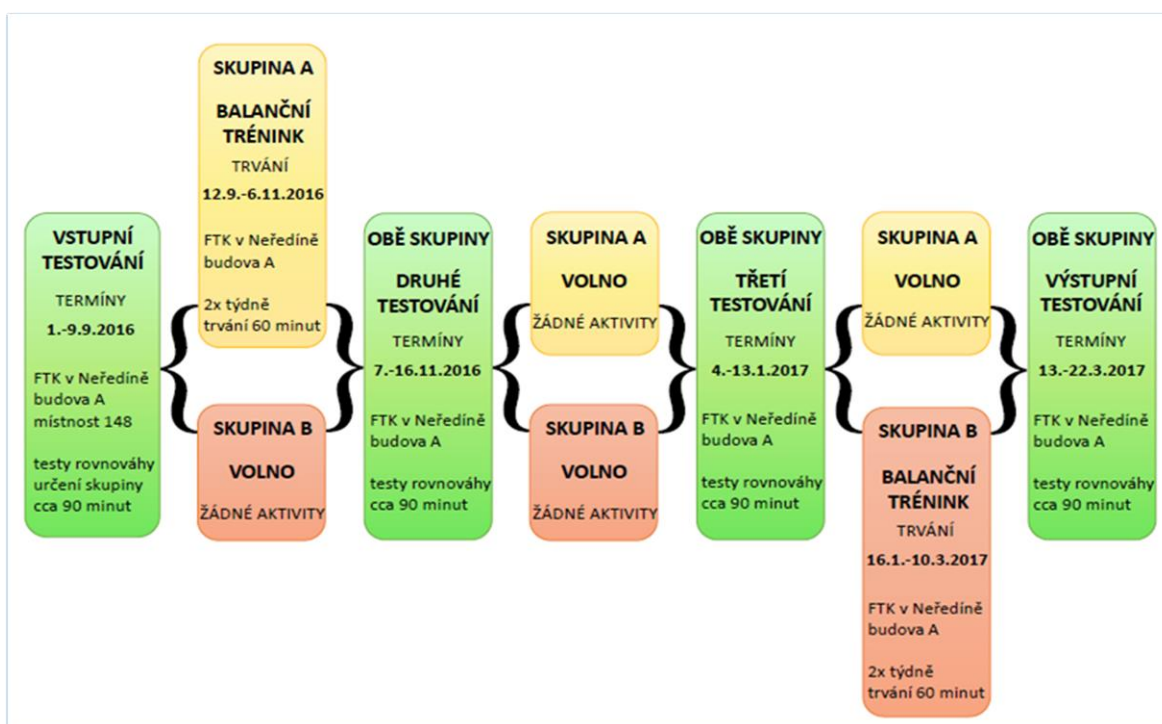
4.2 Organizace výzkumu a měření

Po vybrání vhodných účastníků výzkumu účastníci podepsali písemný informovaný souhlas (Příloha 1).

Dalším krokem bylo vyplnění ankety, která byla zaměřena na obecný zdravotní stav, socioekonomický status a sociální vztahy. Poté vyplnili dotazník Falls Efficacy Scale – Internation (FES-I), který obsahuje 16 otázek zaměřených na obavy z pádu při běžných každodenních činnostech.

Pak byli účastníci výzkumu rozděleni do dvou skupin. Experimentální skupina a kontrolní a byli podrobena měření. První měření (vstupní) probíhalo od 5. - 8. září 2016. Po balančním tréninku (8. týdnů) experimentální skupiny došlo k druhému měření obou skupin v termínech od 7. 11. do 15. 11. 2016. Program probíhal další sérií měření, při němž se obě skupiny vyměnily a balanční trénink absolvovala původně kontrolní skupina (Obr. 6).

²BMI – Body mass index



Obr. 6 Schéma a časový harmonogram průběhu programu (FTK UP, 2016)

Prvního měření se zúčastnilo 44 probandů, po ukončení první série balančního tréninku se z původních účastníků podrobilo měření 36 seniorů. Následného třetího měření v lednu se zúčastnilo 36 seniorů. V tabulce 3 vidíme, že výrazně převažují ženy.

Tabulka 3 Probandi první série měření

	1. měření Září 2016	2. měření Listopad 2016	3. měření Leden 2017
Ženy	37	30	30
Muži	7	6	6
Celkem	44	36	36

Probandi byli požádáni, aby prošli chodníkem běžnou rychlostí, kterou preferují. V dalším měření byli požádáni, aby šli maximální rychlostí. V obou případech došlo k sedmi měřením. Měření bylo provedeno na šesti až sedmi krokových cyklech. Všechny údaje zaznamenával software, výsledky jsou exportovány do MS Excel.

Následně byli účastníci podrobeni třem testům, aby se zhodnotili jejich posturální a stabilní chůzi, strach z pádu a celkové zdraví.

Všechna měření měla obdobný průběh, zahrnovala vyplnění dotazníků, klinické hodnocení, hodnocení posturální stability a hodnocení chůze.

4.3 Balanční trénink experimentální skupiny

Experimentální skupina podstoupila balanční trénink zaměřený na rozvoj rovnováhových schopností a síly dvakrát týdně (po 60 minutách po každé) po dobu 8 týdnů. Tréninkové kurzy probíhaly ve skupinách 3-5 účastníků za vedení proškolených fyzioterapeutů (Příloha 2).

Stupeň obtížnosti se postupně zvyšoval poté, co účastník mohl samostatně ukončit cvičení (např. zavřené oči, cvičení na rovnovážném zařízení - vibrační deska, pěna a doplnění sekundární kognitivní úlohy). Trénink se skládal z desetiminutového zahřátí, po němž následovalo pětiminutové protahování, trénink na 30 minut a 15 minut protahování a relaxace. Kontrolované jednotky byly kombinovány s domácím cvičebním programem. Účastníci z experimentální skupiny obdrželi brožuru s 20 minutovým domácím cvičebním programem, ve kterém bylo každé cvičení podrobně popsáno.

4.4 Metoda měření

Pro záznam jednotlivých ukazatelů byl použit přístroj OptoJump Next. Hodnocení chůze bylo analyzováno z deseti pokusů chůze na chodníku dlouhém 30 m ve dvou různých rychlostech – preferovaná rychlost a maximální rychlost.

4.4.1 *OptoJump Next*

Optický přístroj OptoJump Next slouží k analýze chůze (Obr. 7).



Obr. 7 OptoJump NEXt (zdroj (OptoJump Next, nedatováno))

Jedná se o systém pásů fotobuněk umístěných na podlaze. Systém umožňuje zaznamenat základní časové a prostorové parametry chůze.

Z měřicího systému byly odvozeny následující veličiny:

- Délka kroku (step length) – vzdálenost v centimetrech mezi patami dvou po sobě následujících dopadů chodidel.
- Rychlost (speed) vztah mezi délkou kroku a součtu trvání stojné a švihové fáze téhož kroku (metr za sekundu)
- Jednooporová část stojné fáze (SingleSupport) - období od posledního kontaktu chodidla do následujícího počátečního kontaktu chodidla s podložkou. Je to čas, kdy je v kontaktu se zemí jen jedno chodidlo. Vyjádřeno v sekundách a procentech. Procentem se vyjadřuje podíl trvání jednooporové fáze na trvání celého krokového cyklu.
- Dvouoporová část stojné fáze (DoubleSupport): V každém krokovém cyklu se dvakrát objeví fáze dvojí opory. Je uveden v sekundách nebo v procentech.
- Tcontact – doba kroku v sekundách.
- Pace (frekvence) – rytmus, počet kroků za jednotku času (krok/s).

Zároveň u každého měření jsou zaznamenány identifikační údaje měření.

4.5 Metody zpracování a vyhodnocení údajů

4.5.1 Měřený soubor

Kompletní údaje ze vstupního měření byly získány od čtrnácti žen a dvou mužů v experimentální skupině A a čtyř mužů a čtrnácti žen ve skupině kontrolní B. Jejich údaje (věk, výška, váha, BMI jsou uvedeny v příloze 3). Experimentální skupina A prošla intervencí (balančním tréninkem).

Tabulka 4 Počet mužů a žen v experimentální a kontrolní skupině

Skupina	A	B	Celkový součet
Muži	2	4	6
Ženy	14	14	28
Celkový součet	16	18	34

Průměrný věk probandů je 70 let. Průměrný věk pro jednotlivé skupiny vzorku je uveden v následující v tabulce 5.

Tabulka 5 Průměrný věk probandů

Skupina	A	B	Průměr
Muži	68,50	72,75	71,33
Ženy	72,29	67,07	69,68
Celkový součet	71,81	68,33	69,97

V první skupině je počet probandů bez pádu 12, v kontrolní skupině jsou bez pádu osm lidí. V tabulce 6 je uveden celkový počet pádů a průměr na probanda.

Tabulka 6 Průměrný počet pádů probandů

Skupina	Počet pádů celkem	Průměrný počet pádů na probanda
A	6	0,38
B	17	0,94
Celkem	23	0,68

4.5.2 Časově-prostorové parametry

Pro naši práci jsme si zvolili následující časově-prostorové parametry

- rychlost,
- délka kroku,
- frekvence
- doba trvání dvojí opory.

Při analýze jsme zkoumali jejich hodnotu, absolutní a relativní variabilitu. Absolutní variabilitu jsme zjišťovali pomocí směrodatné odchylky, relativní variabilitu pomocí variačního koeficientu. Zvýšená variabilita by měla signalizovat vyšší riziko pádu.

4.5.3 Statistické zpracování dat

Statistické zpracování dat bylo provedeno pomocí programu Statistica (verze 12, StatSoft, Tulsa, OK, USA). Normalita rozložení dat byla ověřena pomocí testu Kolmogorov-Smirnov.

Kombinovaný efekt dvou faktorů (skupina x intervence) byl posouzen pomocí analýzy rozptylu pro opakovaná měření.

Kromě statistické významnosti byla posouzena také věcná významnost. Pro posouzení věcné významnosti byl použit koeficient η^2 (Sigmundová, a další, 2010 str. 67). Tento koeficient je vhodný pro posouzení významnosti výsledků, které nejsou zkresleny velikostí souboru.

Hodnocení koeficientu η^2 :

$$\eta^2 \geq 0,14 \rightarrow \text{velký efekt}$$

$$\eta^2 \in (0,06;0,14) \rightarrow \text{střední efekt}$$

$$\eta^2 \in (0,01;0,06) \rightarrow \text{malý efekt}$$

5 VÝSLEDKY

5.1 Časově-prostorové charakteristiky vybraných parametrů

V tabulce 7 jsou uvedeny hodnoty při čtyř časově-prostorových parametrů měření při prvním (vstup), resp. druhém (výstup) měření u experimentální (A) a kontrolní (B) skupiny. Dále je zde uvedena hodnota statistické významnosti a hodnota koeficientu η^2 .

Tabulka 7. Hodnoty proměnných preferované rychlosti chůze pro obě skupiny

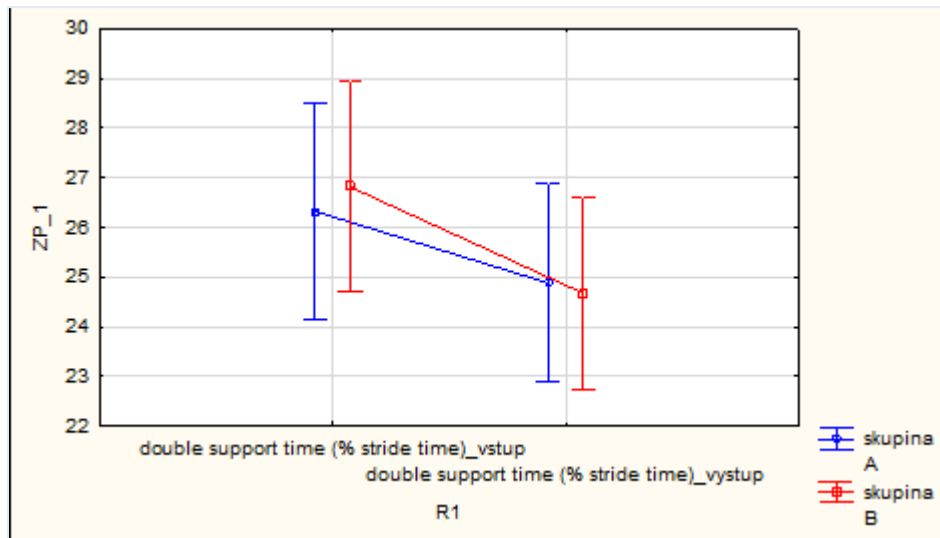
Proměnná	Měření	Skupina A		Skupina B		Hladina p	η^2
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.		
Trvání fáze dvojí opory (% chůzového cyklu)	vstup	26,32	3,95	26,90	4,44	0,410	0,022
	výstup	24,88	2,73	24,67	4,76		
Frekvence (kroky/s)	vstup	118,60	7,60	118,15	11,20	0,839	0,001
	výstup	118,48	7,26	118,37	11,60		
Rychlost chůze (m/s)	vstup	1,31	0,16	1,37	0,23	0,757	0,003
	výstup	1,34	0,12	1,41	0,25		
Délka kroku (cm)	vstup	66,34	4,91	68,97	7,55	0,843	0,001
	výstup	67,75	4,52	70,91	8,62		

Legenda: Sm.odch. – směrodatná odchylka.

5.1.1 Trvání fáze dvojí opory

Vstupní hodnoty doby fáze dvojí opory jsou u obou skupin téměř shodné (26,32, resp. 26,90). Po intervenci dochází ke zkrácení doby dvojí opory, u obou sledovaných skupin. Pro kombinovaný efekt (měření x skupina) je $F(1,31) = 0,06977$ na hladině významnosti $p = 0,41$. Použitím η^2 jako měřítka velikosti efektu dostáváme malý efekt. $\eta^2 = 22\%$, což můžeme připsat vlivu záměrného působení experimentu.

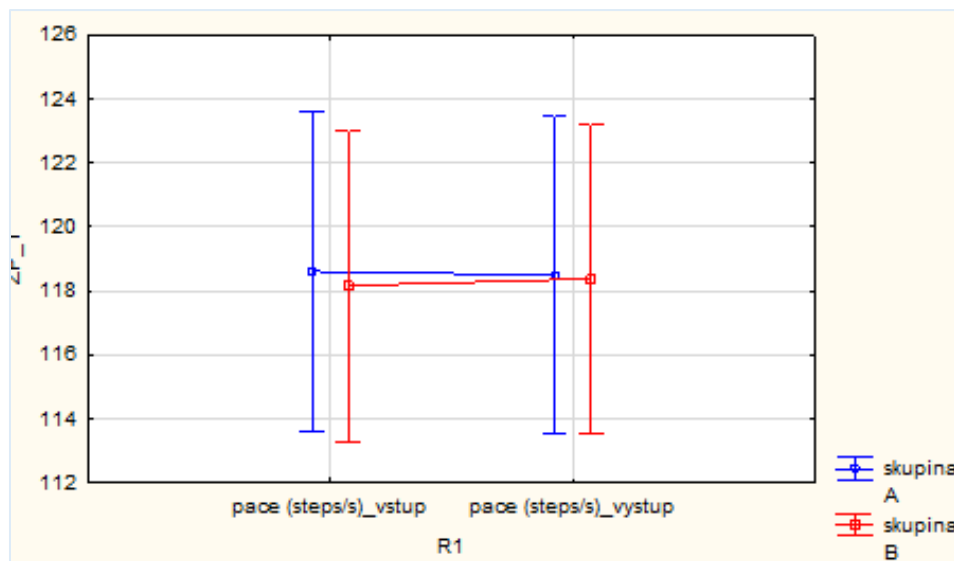
Směrodatná odchylka je však u výstupního měření experimentální skupiny o polovinu menší než v případě kontrolní skupiny.



Obr. 8 Grafické porovnání trvání fáze dvojí opory (% chůzového cyklu) pro skupinu A, B (vstup a výstup)

5.1.2 Frekvence

Frekvence chůze nevykazuje žádné významné rozdíly mezi hodnotami naměřenými mezi skupinami, ani mezi prvním a druhým měřením (Obr. 9)



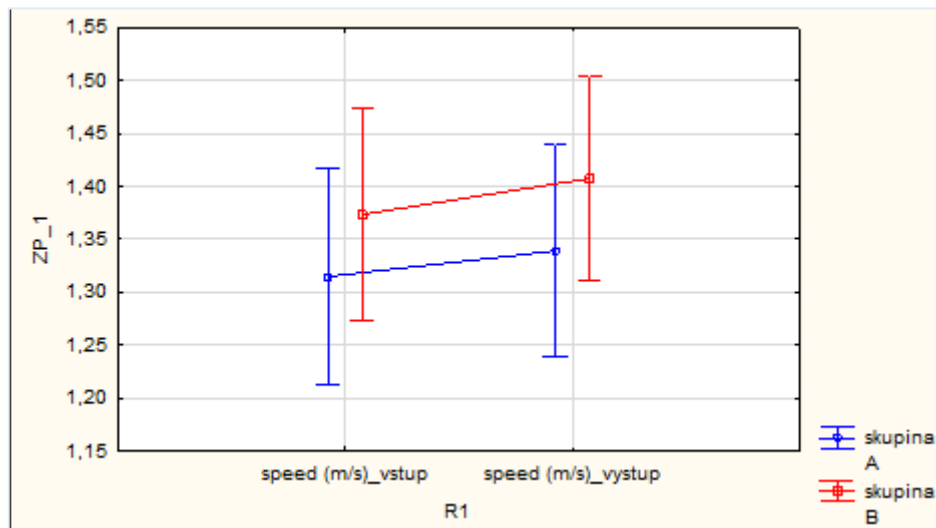
Obr. 9 Frekvence experimentální a kontrolní skupiny při prvním a kontrolním měření

5.1.3 Rychlost chůze

Původní rychlost chůze byla u experimentální skupiny $1,31 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, u kontrolní skupiny $1,37 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Rychlost chůze se po intervenci zvýšila u obou skupin. U kontrolní skupiny dokonce dvakrát více než u experimentální skupiny. U kontrolní skupiny došlo k zlepšení

o 1,8 %, kdežto u kontrolní skupiny dokonce o 3 %. Směrodatná odchylka se však u experimentální skupiny snížila, kdežto u kontrolní skupiny vzrostla. Protože však hladina významnosti je vyšší, než očekávaných pět procent, můžeme říci, že jde o statisticky nevýznamný rozdíl. $\eta^2 = 1 \%$, což představuje velmi nízký efekt. Hladina významnosti je 0,76.

Názorně je zvýšení hodnot rychlosti chůze patrné z následujícího grafu (Obr.10).

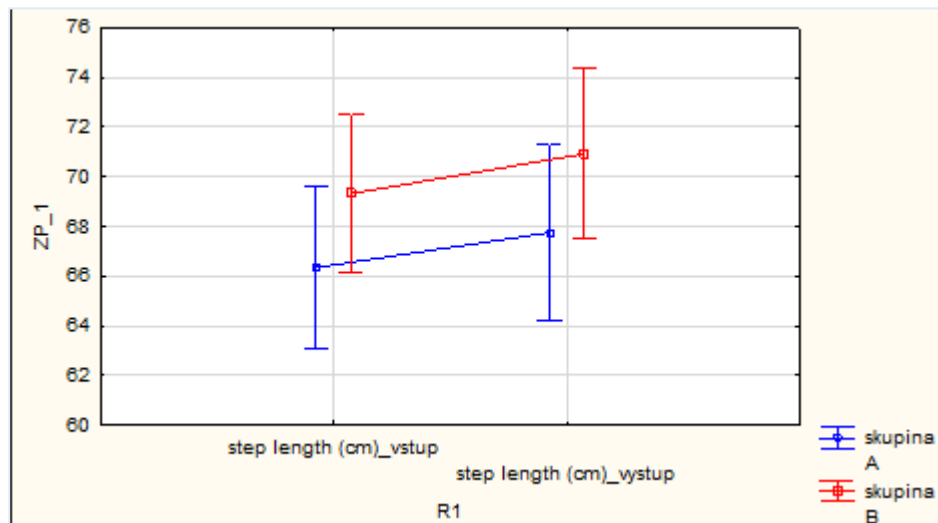


Obr. 10 Rychlost chůze experimentální a kontrolní skupiny před a po intervenci

5.1.4 Délka kroku

Průměrná délka kroku experimentální skupiny je nižší, než u kontrolní skupiny. Po intervenci je délka vyšší, a to v obou skupinách. Nicméně směrodatná odchylka u experimentální skupiny klesla, naopak u kontrolní skupiny vzrostla. η^2 je opět nízká a hladina významnosti je vyšší než očekávaných 5 % ($p = 0,843$). Jde tedy o statisticky nevýznamné rozdíly.

Vztah mezi výsledky experimentální a kontrolní skupiny je patrný z grafu (Obr. 11)



Obr. 11 Délka kroku u experimentální a kontrolní skupiny při prvním a druhém měření

5.1.5 Testování hypotézy H_1

Nulová hypotéza H_{01} předpokládá, že se hodnoty časově-prostorových parametrů před a po balančním tréninku neliší.

Hodnota vypočtené chyby prvního druhu je pro frekvenci, rychlost chůze i délku kroku $p = 0,8$, což představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě průměrů obou řad měření s pravděpodobností chyby $\alpha = 0,05$. Tato pravděpodobnost je větší než $0,05$, znamená to, že mezi oběma měřeními není zjištěn statisticky významný rozdíl. Tudíž musíme přijmout nulovou hypotézu, že se hodnoty časově-prostorových parametrů před a po balančním tréninku neliší.

Pokud bychom neměli kontrolní skupinu, mohli bychom říci, že balanční trénink má dobrý vliv na výsledky výstupního měření, protože ve všech sledovaných ukazatelích dochází ke zlepšení. Stejně zlepšení nebo dokonce i vyšší však vykazují probandi kontrolní skupiny, kteří nebyli podrobena intervenci.

5.2 Absolutní variabilita – směrodatná odchylka

Dalším ukazatelem variability chůze je směrodatná odchylka. Jde o vyjádření absolutní variability. Získané hodnoty pro experimentální skupinu A a kontrolní skupinu B jsou uvedeny v následující tabulce.

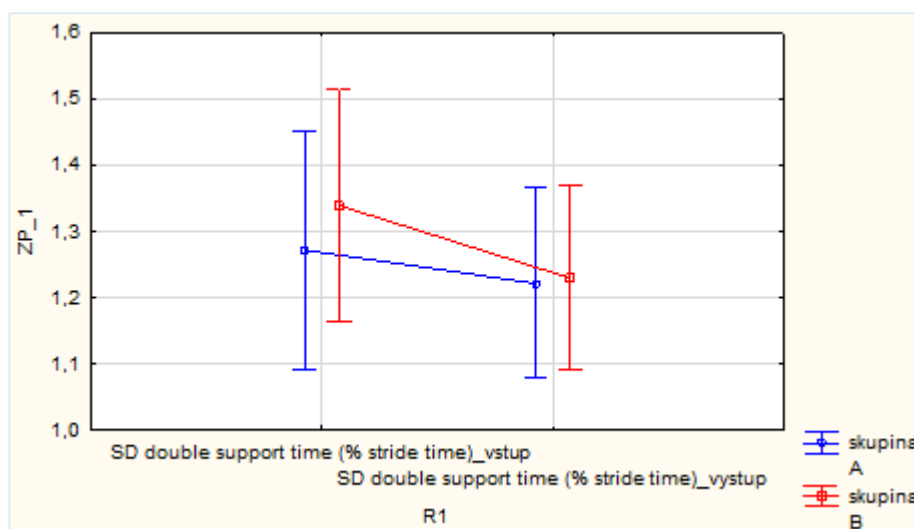
Tabulka 8. Absolutní variabilita – směrodatná odchylka u vybrané skupiny probandů

Proměnná	Měření	Skupina A		Skupina B		Hladina p	η^2
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.		
Trvání fáze dvojí opory (% chůzového cyklu)	vstup	1,27	0,32	1,33	0,37	0,622	0,008
	výstup	1,22	0,22	1,23	0,33		
Frekvence (kroky/s)	vstup	1,69	0,42	1,98	1,15	0,296	0,035
	výstup	1,64	0,57	2,02	0,97		
Rychlost chůze (m/s)	Vstup	0,024	0,004	0,028	0,010	0,196	0,053
	výstup	0,024	0,006	0,032	0,018		
Délka kroku (cm)	vstup	1,74	0,78	2,11	0,81	0,769	0,003
	výstup	1,66	0,45	1,99	0,77		

Legenda: Sm.odch. – směrodatná odchylka.

5.2.1 Trvání fáze dvojí opory

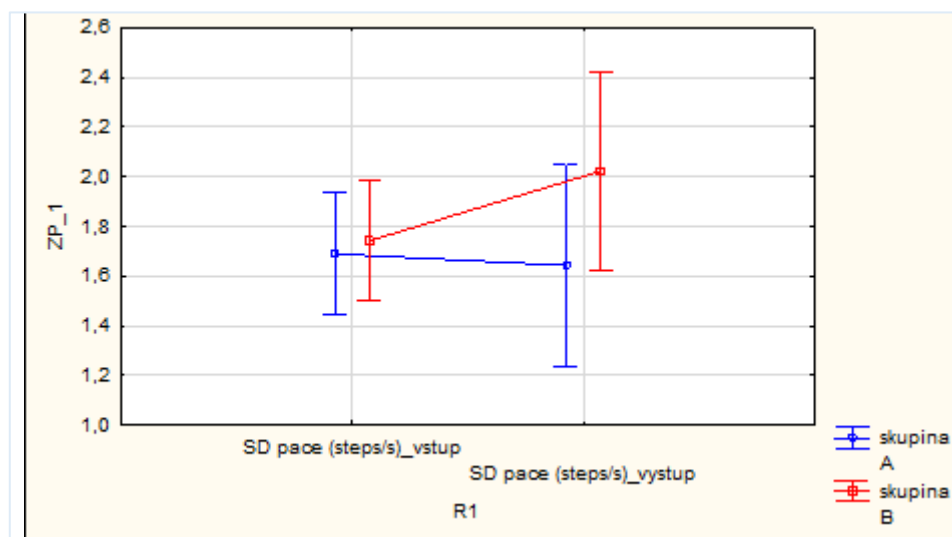
Směrodatná odchylka při vstupním měření je vyšší u kontrolní skupiny, po intervenci je přibližně stejná u obou skupin. Hladina p je výrazně vyšší, než očekávaných 5 %, není tedy prokázána významnost interakce. η^2 je menší, než hraniční hodnota pro věcnou významnost. Výsledné snížení po intervenci je patrné z grafu (Obr 12.) Snížení koeficientu variability je ale větší u kontrolní skupiny.



Obr. 12 Směrodatná odchylka pro dobu fáze dvojité opory

5.2.2 Směrodatná odchylka frekvence

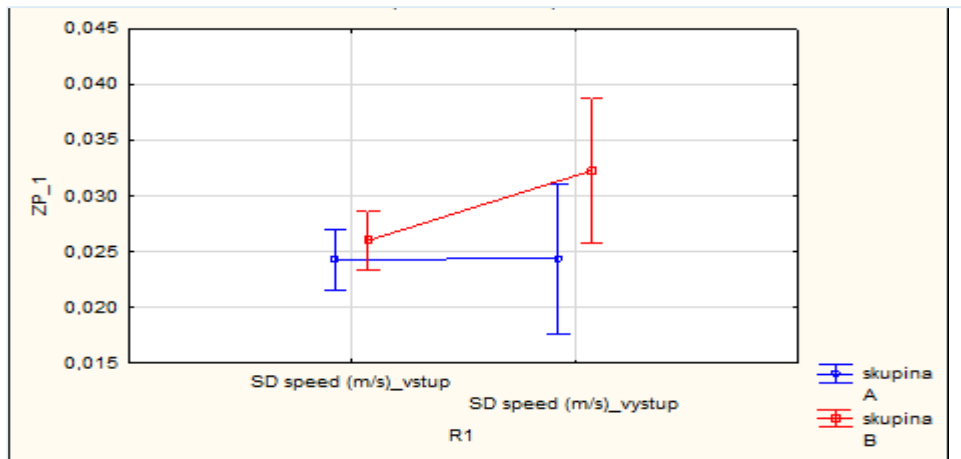
U experimentální skupiny došlo ke snížení směrodatné odchylky frekvence, kdežto u kontrolní skupiny došlo k nárůstu (Obr. 13). Pro kombinovaný efekt (měření x skupina) je $F(1,31) = 1,1285$. Navíc hladina $p = 0,296$, $\eta^2 = 3,5 \%$, což představuje nízký efekt. Absolutní variabilita frekvence odpovídá očekávaným výsledkům, i když ne s takovou přesvědčivostí.



Obr. 13 Směrodatná odchylka frekvence chůze

5.2.3 Směrodatná odchylka rychlosti chůze

Absolutní variabilita rychlosti chůze u experimentální skupiny je stejná v obou měřeních, kontrolní skupina vykazuje nárůst variability rychlosti. Hladina p je 0,196 a $\eta^2 = 5,3 \%$. Věcná významnost má tedy malý efekt, statistická významnost svědčí o tom, že trénink nemá na výsledky měření vliv.

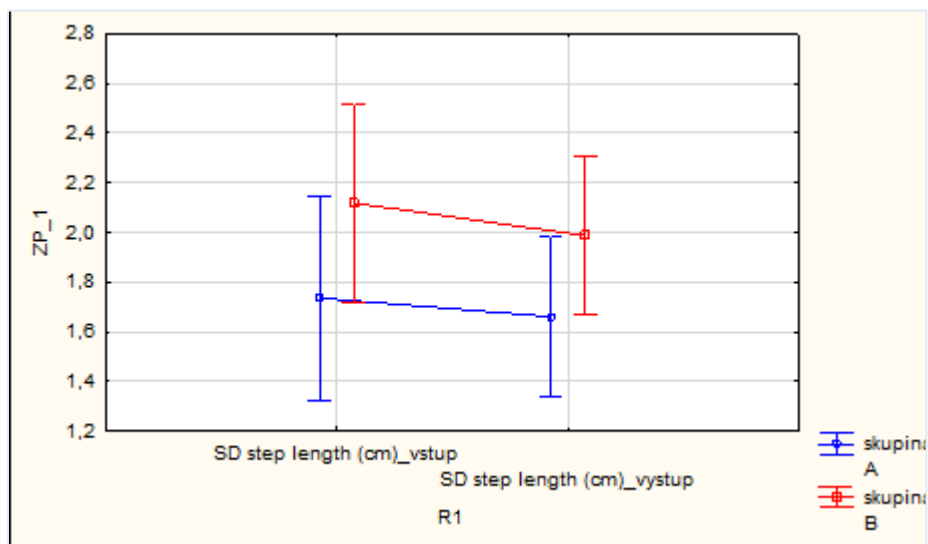


Obr. 14 Směrodatná odchylka rychlosti chůze u experimentální a kontrolní skupiny při vstupním a výstupním měření

5.2.4 Směrodatná odchylka délky kroku

Směrodatná odchylka délky kroku klesá, opět však u obou skupin. Zase vstupní hodnoty jsou příznivější u kontrolní skupiny. Hladina statistické významnosti je vysoká, což ukazuje na to, že zřejmě balanční trénink nemá na absolutní variabilitu délky kroku vliv. Také věcná významnost je zanedbatelná. Pro kombinovaný efekt je $F = 0,088$, $p = 0,769$.

Pokles variability délky kroku je zřejmý z grafu (Obr. 15)



Obr. 15 Směrodatná odchylka délky kroku pro kontrolní a experimentální skupinu

5.2.5 Testování hypotézy H2

Absolutní variabilita reprezentovaná směrodatnou odchylkou u experimentální

skupiny klesá nebo nevykazuje rozdíl. U kontrolní skupiny klesá v případě směrodatné odchylky trvání fáze dvojí opory a délky kroku, roste u variability rychlosti a frekvence. Hladiny statistické významnosti překračují stanovenou hodnotu 0,05. Věcná významnost u variability frekvence a rychlosti chůze vykazují malý efekt.

Nulovou hypotézu, že absolutní variabilita časově-prostorových parametrů chůze před a po balančním tréninku se nemění, tedy nezamítáme.

5.3 Relativní variabilita – variační koeficient

Relativní variabilitu reprezentuje variační koeficient. Hodnoty variačního koeficientu v procentech jsou uvedeny v tabulce 9 pro obě skupiny.

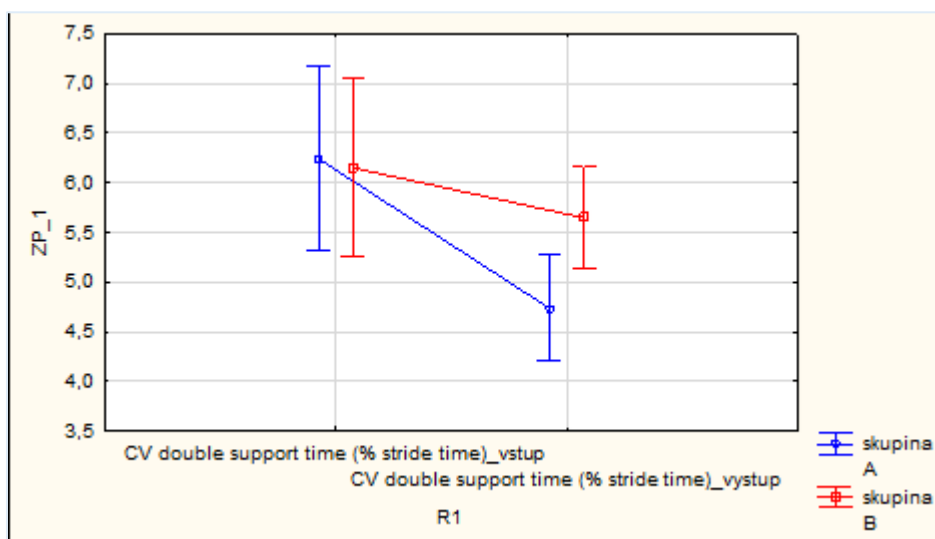
Tabulka 9. Relativní variabilita vybraných časově-prostorových ukazatelů pro experimentální a kontrolní skupinu

Proměnná	Měření	Skupina A		Skupina B		Hladina p	η^2
		Průměr	Sm.odch.	Průměr	Sm.odch.		
Trvání fáze dvojí opory (%)	vstup	6,24	1,57	6,03	2,01	0,164	0,062
	výstup	4,74	1,03	5,65	1,05		
Frekvence (%)	vstup	1,54	0,40	1,87	1,23	0,970	0,000
	výstup	1,41	0,30	1,56	0,47		
Rychlost chůze (%)	vstup	2,31	0,94	2,28	1,19	0,698	0,005
	výstup	1,98	0,45	1,93	0,52		
Délka kroku (%)	vstup	2,96	1,52	3,10	1,00	0,186	0,056
	výstup	2,99	1,50	2,80	0,83		

Legenda: Sm.odch. – směrodatná odchylka.

5.3.1 Koeficient variace trvání fáze dvojí opory

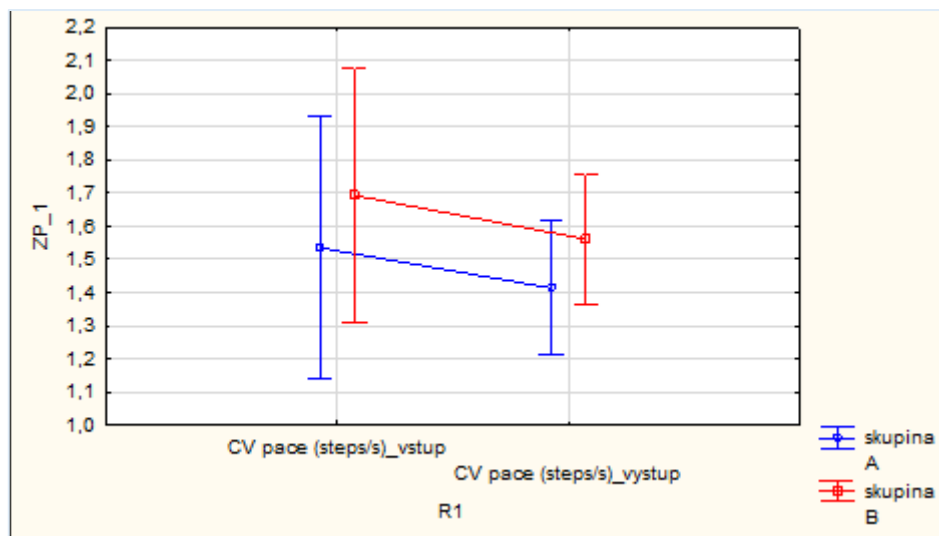
Nejvýraznější rozdíl mezi vstupním měřením a měřením po intervenci vykazuje variační koeficient trvání fáze dvojí opory. V případě experimentální i kontrolní skupiny klesá. Hodnota p je nízká, ale nedosahuje hladiny významnosti. Naopak věcná významnost $\eta^2 = 0,062$, signalizuje střední efekt. Rozdíl mezi oběma skupinami je názorně vidět na grafickém porovnání variačního koeficientu (Obr. 16)



Obr. 16 Relativní hodnota fáze dvojí opory pro experimentální a kontrolní skupinu

5.3.2 Relativní variabilita frekvence

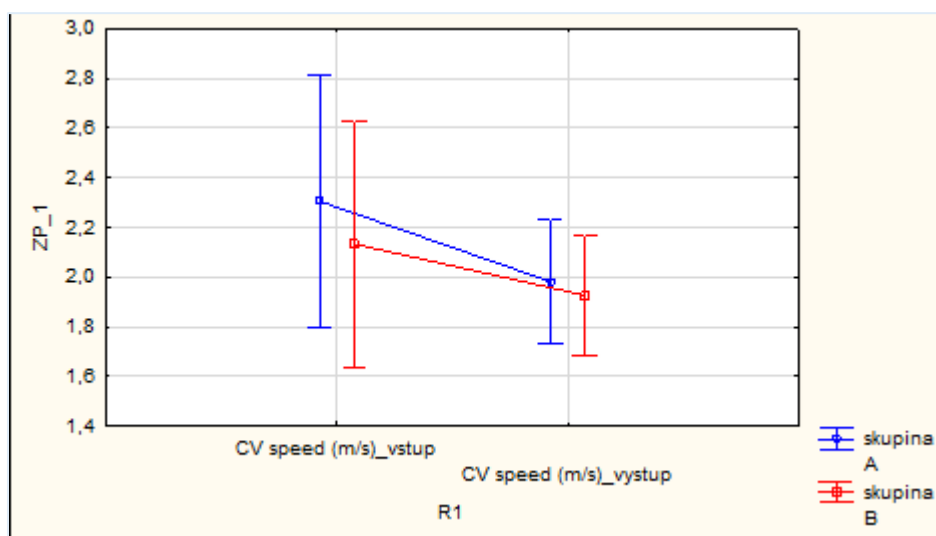
Variační koeficient frekvence chůze na vstupu je vyšší než na výstupu u obou skupin. Pokles je pro experimentální i kontrolní skupinu podobný (Obr. 17). Věcná významnost je nulová, statistická významnost se blíží k hodnotě 1.



Obr. 17 Srovnání relativní variability frekvence chůze pro experimentální a kontrolní skupinu

5.3.3 Relativní variabilita rychlosti chůze

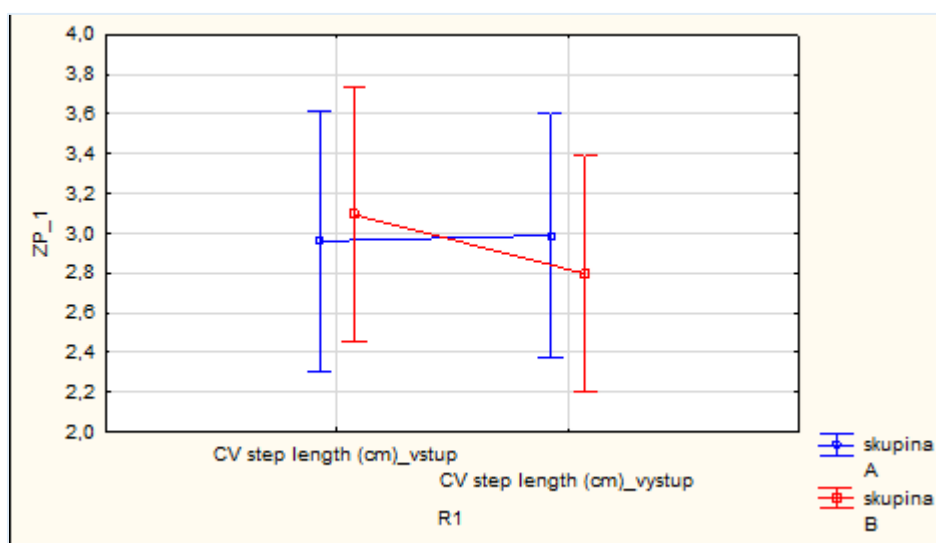
Vstupní i výstupní hodnoty variačního koeficientu rychlosti chůze jsou srovnatelné u obou skupin. Po intervenci a při výstupním měření kontrolní skupiny klesají. Hladina významnosti p je 0,698, koeficient η^2 je zanedbatelný. Pokles je u experimentální skupiny po intervenci větší než u kontrolní (Obr. 18).



Obr. 18 Relativní variabilita rychlosti chůze pro experimentální a kontrolní skupinu

5.3.4 Relativní variabilita délky kroku

Tentokrát jsou hodnoty variability na vstupu příznivější pro experimentální skupinu. Délka kroku u probandů ze skupiny A vykazuje menší variabilitu než u skupiny B. Po intervenci se však variabilita nepatrně zvýšila, kdežto u kontrolní skupiny klesla. Hladina významnosti p je nižší (0,186), nedosahuje však hodnoty předpokládané. $\eta^2 = 0,056$, tato hodnota je na hranici malého efektu.



Obr. 19 Relativní variabilita délky kroku u experimentální a kontrolní

5.3.5 Testování hypotézy H3

V případě tří parametrů (fáze dvojí opory, frekvence, rychlost chůze) se variabilita po balančním tréninku snížila, v případě variačního koeficientu vzrostla. To by mohlo svědčit o pozitivním vlivu balančního tréninku na relativní variabilitu vybraných parametrů chůze. Kontrolní skupina má ale stejné nebo podobné výsledky (s výjimkou variability délky kroku), navíc hladina významnosti p výrazně větší než testovaná hladina α , nulová hypotéza tedy nemůže být zamítnuta. Tedy přijímáme hypotézu, že balanční trénink nemá vliv na relativní variabilitu časově-prostorových parametrů chůze.

6 DISKUZE

6.1 Přehled výsledků analýzy

Podle teorie by měl mít balanční trénink pozitivní vliv na časově-prostorové parametry chůze. Toto se však výzkumem neprokázalo.

6.1.1 Posouzení vybraných parametrů

V případě rychlosti sice skutečně dochází při druhém měření ke zvýšení rychlosti, ale u obou skupin je zvýšení srovnatelné. Lepších výsledků dosáhneme při porovnání směrodatné odchylky rychlosti, kdy po balančním tréninku je variabilita stejná, kdežto u kontrolní skupiny roste. Ještě výraznější rozdíl mezi experimentální a kontrolní skupinou je patrný při hodnocení variačního koeficientu. Když porovnáme hodnoty probandů s výsledky Brown (2015), jsou pro rychlou i běžnou chůzi srovnatelné (1,4 m/s u Brawn, 1,3 m/s u experimentální skupiny a 1,4 m/s u kontrolní skupiny). Hodnoty kontrolní skupiny jsou na vstupu a výstupu vždy lepší, než u experimentální skupiny.

Frekvence chůze by se měla po intervenci zvýšit. To se sice prokázalo, ale kontrolní skupina měla výsledky druhého měření lepší. Takže zlepšení se nedá přičítat vlivu balančního tréninku. Variabilita frekvence u experimentální skupiny klesá, což je v souladu s teoretickými poznatky. V případě kontrolní skupiny klesá jen u variačního koeficientu, v případě směrodatné odchylky pozorujeme nárůst.

Hodnoty pro dobu trvání dvojí opory také pro experimentální skupinu klesají u všech měření. Ale pokles u kontrolní skupiny je větší než u experimentální skupiny.

Délka kroku při výstupním měření roste, ale opět u obou skupin stejně. V případě relativní variability roste i variabilita délky kroku u experimentální skupiny. Absolutní variabilita vykazuje pokles u obou skupin.

Všechny tři hypotézy, které jsem stanovila na počátku výzkumu, lze potvrdit. Protože hladina významnosti u všech parametrů převyšovala hladinu významnosti α , nemůžeme tedy nulové hypotézy zamítnout, a musíme předpokládat, že platí. To je ovšem v rozporu s teoretickými poznatky.

Očekávané změny po balančním tréninku nebyly výrazné. Sice došlo k očekávaným výsledkům (zvýšení hodnot časově-prostorových ukazatelů u experimentální skupiny

a snížení variability), ale při porovnání s kontrolní skupinou musíme konstatovat, že balanční trénink nemá takový efekt na vybrané ukazatele.

6.2 Důvody, proč výsledky nejsou očekávané

Přijetí nultých hypotéz neodpovídá teorii. Důvodů, proč se efekt balančního tréninku neprokázal, může být víc.

6.2.1 Rozdělení probandů do skupin

Rozdělení probandů do experimentální a kontrolní skupiny byl náhodný. Když se ale podíváme na statistiku, zjistíme, že jedním z možných vlivů na výsledky může být průměrný věk v obou skupinách. Kontrolní skupina B měla průměrný věk o čtyři roky nižší, než skupina experimentální. U žen, které tvoří převážnou většinu probandů, je rozdíl téměř pětiletý. Navíc do kontrolní skupiny bylo zařazeno více mužů.

Zajímavé je, že v kontrolní skupině je více lidí s pozitivní historií pádů, navíc průměrný počet pádů na člena skupiny je dvakrát větší, než u experimentální skupiny. Přesto jsou vstupní hodnoty proměnných u kontrolní skupiny lepší než u experimentální.

Je zřejmé, že do kontrolní skupiny byli zařazeni lidé s lepší kondicí a lepšími ukazateli chůze.

6.2.2 Vliv probandů

Výzkum probíhal v klinických podmínkách. Zkoumané osoby tedy věděly o výzkumu, očekávají určitý záměr, a proto se chovají tak, jak se od nich očekává. Mluvíme o reaktivitě probandů, nebo také o Hawthornově efektu. Při druhém měření obě skupiny věděly, jak měření probíhá, mohli si být více jistí, a to se mohlo projevit na lepších výsledcích. Nedá se vyloučit ani to, že probandi z kontrolní skupiny si zvyšovali proti plánu kondici, aby měli lepší výsledky. I když byly testy zaslepené, mohly se ve výsledcích projevit očekávání a iniciativa probanda.

Dalším vysvětlením může být to, že všichni probandi jsou natolik aktivní a v takové kondici, že balanční trénink se neprojevil. To taky nelze vyloučit vzhledem k tomu, že byli vybíráni probandi z univerzity třetího věku a z dalších aktivních skupin.

6.2.3 Chyby v měření

Při experimentálním měření dochází ke dvěma druhům chyb – chyby systematické a náhodné.

Samotné měření můžeme považovat za dostatečně přesné. Použití metodik pro měření OptoJumpem Next, digitální technologie i dostatečný počet opakování měření minimalizují vznik systematické chyby.

Dalšími chybami mohou být statistické (náhodné) chyby, vzniklé rušivými vlivy, například změnou podmínek měření. Ani tato chyba by neměla výrazně ovlivnit měření v rámci našeho výzkumu.

6.2.4 Výběr analyzovaných parametrů

Je zajímavé, že při měření se sledované hodnoty mění málo nebo vůbec. Pokud už dojde ke změně parametru, mění se většinou velmi podobně u obou skupin. Jedním z vysvětlení může být to, že jsme vybrali nesprávné ukazatele stability chůze. Je tedy možné, že na vybrané časově-prostorové ukazatele nemá balanční trénink vliv.

6.2.5 Skutečnost v rozporu s teorií

Při formulaci hypotéz jsem vycházela z teoretických poznatků. Je však možné, že výzkumy, které jsem uvedla v teoretické části, nejsou reliabilní. Nemusí být obecně platné, nebo mohou být zkreslené, a výsledky našeho výzkumu odpovídají skutečnosti, že balanční cvičení nemá vliv na stabilitu chůze.

7 ZÁVĚR

Analýza výsledků výzkumu neprokázala předpoklad, že balanční trénink významně ovlivňuje časově-prostorové charakteristiky chůze a jejich variabilitu. Sice se většina parametrů chovala podle předpokladů (pokles variability po balančním tréninku, zvýšení hodnot časově-prostorových parametrů), ale vliv balančního tréninku se neprokázal, protože tyto změny vykazovala jak experimentální, tak kontrolní skupina. Všechny tři stanovené nulové hypotézy byly potvrzeny.

Důvodem rozporu experimentu s předpoklady může být nehomogenita experimentální a kontrolní skupiny, volba nevhodných ukazatelů stability chůze nebo skutečně neexistuje vztah mezi balančním cvičením a stabilitou chůze. Popřípadě měření efektu v časově krátkém úseku nemuselo přinést očekávané výsledky, a skutečně pozitivní efekt balančního cvičení se projeví třeba až po půlročním tréninku. Ze všech výše uvedených možností ovlivnění výzkumu vnímám jako nejzásadnější vliv rozdělení probandů do skupin (randomizace), nehomogenitu skupin, nemožnost kontrolovat dodržení podmínek výzkumu (cvičení probandů doma, necvičení lidí z kontrolní skupiny). Určitě by bylo vhodné otestovat hypotézy na chybu I. a II. druhu, zda potvrzení hypotézy není zatíženo některou z těchto chyb.

Při dalším měření a výzkumu je vhodné se zaměřit na trvání fáze dvojí opory a její variační koeficient. Určitou změnu variability lze pozorovat také u rychlosti a frekvence chůze.

8 SOUHRN

Diplomová práce se zaměřuje na variabilitu chůze seniorů. Poruchy chůze a rovnováhy jsou časté u starších osob a jsou hlavní příčinou pádů této populace. Dřívější práce naznačují, že vyšší míra variability chůze je úzce spojena s pády, kterým lze předcházet vhodným cvičením. Cílem této práce je prozkoumat účinky balančního tréninku na variabilitu časoprostorových parametrů chůze u starších osob.

Kapitola věnovaná syntéze poznatků obsahuje popis chůze a její parametry. Dále se věnuje problémům stáří, včetně problémů se stabilitou a imobilitou. Jedna část je věnovaná pádům a vlivu rekondičního tréninku na prevenci pádů seniorů. Poznatky shrnuté v této části ukazují, že cvičení má pozitivní vliv na časově-prostorové parametry chůze a díky cvičení klesá variabilita těchto parametrů.

Další kapitola se zabývá výzkumem, který je součástí studie „Vliv balančního tréninku na posturální kontrolu u seniorů“ uskutečněné na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Jde o paralelní randomizovanou kontrolovanou studii zaměřenou na starší osoby věku 60 let a více se známou historií pádů. Účastníci byli zařazeni do kontrolních a experimentálních skupin s poměrem přidělení 1:1. Experimentální skupina byla zapojena do intervenčního programu navrženého jako balanční trénink zaměřený na zlepšení rovnováhy a silových schopností. Pomocí systému OptoJump Next byly měřeny časově-prostorové proměnné (rychlost, délka kroku, tempo, fáze dvojité podpory (%)) při běžné rychlosti chůze. Variabilita každého opatření byla vypočítána jako standardní odchylka a variační koeficient.

Výsledky měření vykazují nízké nebo žádné rozdíly mezi experimentální a kontrolní skupinou. Je to zřejmě důsledek nízkého počtu subjektů a nehomogenity reprezentativního vzorku probandů). Výsledky byly v rozporu s teoretickými závěry.

Na závěr práce jsou diskutovány výsledky, limity studie a možnosti budoucího výzkumu.

9 SUMMARY

This diploma thesis focuses on the gait variability at elderly adults. Gait and balance disorders are common at older adults and are a major cause of falls in this population. Previous works has suggested that larger extent of gait variability may be closely related to falls that can be prevented by appropriate training. The aim of this thesis is to investigate the effects of balance training on the variability of temporal-spatial parameters of gait at older adults.

Theoretical framework contain the theory of gait and its variability. The chapter describes some senior´s problems including stability and immobililty. One part is devoted to falls and influence of balance training on the prevention of falls at seniors. The findings summarized in this section show positive influence of balance traning on the time-spatial parameters of the walk and the decrease of variability of these parameters.

The next chapter occupies with a survey which is a part of the empirical study „Effect of balancing training on postural control in seniors“realized in Faculty of Physical Culture, Palacky University Olomouc. The proposed study is a parallel randomised controlled trial aimed at elderly aged 60 and older with known history of falls. Participants were assigned to control and experimental groups with an allocation ratio 1:1. Experimental group participated in an intervention program designed as a balance training focused on improving of balance and strength abilities. Gait variables (velocity, stride length, pace, double support phase (%)) were measured at preferred speed using the system OptoJump Next. The variability of each measure was calculated as the standard deviation and variation coefficient.

The measurement results show low or no differences between the experimental and control groups. This is probably the result of a low number of subjects and the inhomogeneity of a representative sample of probands). The results were inconsistent with theoretical conclusions.

At the end of the thesis the results, study limits and possibilities of future research are discussed.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ambler, Z. (2004). *Neurologické příčiny poruch chůze ve stáří*. Zdraví Euro. Retrieved 28. 11 2016 from the World Wide Web: [www:http://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina-priloha/neurologicke-priciny-poruch-chuze-ve-stari-161500](http://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina-priloha/neurologicke-priciny-poruch-chuze-ve-stari-161500).
- Anonymous. (2014). *Balanční trénink - na co je dobrý*. Retrieved 3.5.2017 from the World Wide Web: <http://www.rehabilitace.info/cviky-cviceni/balancni-trenink-na-co-je-dobry/>.
- Anonymous. Definition and description of the gait cycle. University of Glasgow. Retrieved 5.4.2017 from the World Wide Web: <http://www.gla.ac.uk/ibls/US/fab/tutorial/anatomy/hfgait.html>
- Barker, W. (2013). Assessment and prevention of falls in older people. *National Institute for Health and Care Excellence*. Retrieved 3.4.2017 from the World Wide Web: <https://www.nice.org.uk/guidance/cg161/evidence/falls-full-guidance-190033741>.
- Brown, K.C. (2015). *Gait Speed and Variability for Usual Pace and Pedestrian Crossing Conditions in Older Adults Using the GAITRite Walkway*. Gerontology and Geriatric Medicine. Retrieved 3.4.2017 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5119883/>.
- Bursová, M. (2005). *Kompenzační cvičení*. Praha: Grada Publishing.
- Bruijn, S.M., Meijer, O.G., Beek, P.J., & Dieën, J. H. (2014). Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *Journal of The Royal Society Interface*. 10(83). Retrieved 15.2.2017 from the World Wide Web: <http://rsif.royalsocietypublishing.org/content/10/83/20120999>
- Chau, T., Young, S., & Redekop, S. (2005). Managing variability in the summary and comparison of gait data [Electronic Version]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 22(2). Retrieved 15.4.2017 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1208939/pdf/1743-0003-2-22.pdf>.
- Hausdorff, J, M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning [Electronic Version]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 19(2). Retrieved 15.4.2017 from the World Wide Web: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-2-19>.

- Holmerová, I., Jurašková, B., & Zikmundová, K. (2007). *Výbrané kapitoly z gerontologie*. Praha: EV public relation.
- Hronovská, L. (2012). *Závratě, instabilita a pády ve stáří*. *Interní medicína*. 14(12), 470–472.
- Jeřábek, J. (2007). Diagnostika a terapie závrativých stavů. *Neurologie pro praxi*. 8(4), 231–234.
- Kalousová M, & Zima, T. 2010. Organizace a prezentace výsledků klinických a laboratorních studií. *Klinická biochemie a metabolismus*. 18 (39), 129–131.
- Kalvach, Z., et al. (2004). *Geriatric a gerontologie*. Praha: Grada Publishing a.s.
- Klán, J., & Topinková, E. (2003). Pády a jejich rizikové faktory ve stáří. *Česká geriatrická revue*. 2, 38-43.
- Kritley, CH. 2006. *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Amsterdam: Elsevier Health Sciences.
- NICE. (2013). Falls: Assessment and prevention of falls in older people. *Narional Insntitute for Health and Care Excellence*. Retrieved 3.5.2017 from the World Wide Web: <https://www.nice.org.uk/guidance/cg161/evidence/falls-full-guidance-190033741>.
- Olecká, I., & Ivanová, K. (2010). *Metodologie vědecko-výzkumné činnosti*. Olomouc.
- Stergiou, N., Harbourne, R., Cavanaugh, J. (2006). Omptimal Movement Variability: A New Theoretical Perspektive for Neurologic Physical Therapy. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 30(3), 120-129.
- OptoJump Next. Retrieved 20.5.2017 from the World Wide Web: <http://www.optojump.com/What-is-Optojump.aspx>.
- Pětivlas, T. et al. (2013). *Balanční cvičení na labilních polohách*. Brno: Masarykova univerzita.
- Průcha, L. (2010). *Popisná statistika*. [Vysokoškolské skripta]. Praha: České vysoké učení technické.
- Rak, R., Matyáš, V., & Říha, Z. (2008). *Biometrie a identita člověka*. Praha: Grada.

- Sigmundová, D., & Sigmund, E. (2010). *Statistická a věcná významnost a použití koeficientů velikosti účinku při hodnocení dat o pohybové aktivitě*. Retrieved 3.5.2017 from the World Wide Web: <https://telesnakultura.upol.cz/pdfs/tek/2012/01/04.pdf>.
- Soukup, P. (2016). Užívání statistické a věcné významnosti: pohled statistika [Electronic Version]. *Pedagogická orientace a Pedagogika v posledních deseti letech*. 26(2), 182–201. Retrieved 3.4.2017 from the World Wide Web: <https://journals.muni.cz/pedor/article/view/5454>.
- Svoboda, Z. (2008). *Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Vaňková, H. (2010). *Geratrické syndromy - instabilita, pády ve stáří*. Praha.
- Velký lékařský slovník online* (1998-2017). Retrieved 5.2.2017 from the World Wide Web: <http://lekarske.slovniky.cz/lexikon-pojem/propriocepce-propiorecepce-1>.
- Whittle, M. W. (2007). *Gait analysis an introduction* (4th ed.). Oxford: Butterworth Heinemann elsevier.
- Živný, V. (2015). *Balanční trénink: pomůcky, které nakopnou Váš trénink*. Retrieved 8.5.2017 from the World Wide Web: [www:http://kulturstika.ronnie.cz/c-22074-balancni-trenink-pomucky-ktre-nakopnou-vas-trenink.html](http://kulturstika.ronnie.cz/c-22074-balancni-trenink-pomucky-ktre-nakopnou-vas-trenink.html)

11 PŘÍLOHY

Příloha 1

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Vliv balančního tréninku na posturální kontrolu u seniorů

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis osoby pověřené touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 2

Program balančního tréninku

Warm-up	Marching on a spot, knee lifts, side and front leg swing, hip circles, arm swing, shoulder rolling, side bend, neck stretch, breathing exercises.
Stance training	<p>Corrected stance (the feet are parallel; the toes are pointed forward; the legs, pelvis, trunk and head are in alignment; the knees are in slight flexion (approximately 15-20°); and the hips are in slight external rotation (approximately 15-20°).</p> <p>Corrected stance on one leg</p> <p>Tandem stance</p> <p>Each type of stance will be performed in different level of difficulty:</p> <ul style="list-style-type: none"> – With eyes control (30s) – Without eyes control (30s) – Reaching beyond base of support – With visual targets (look at on objects or persons in the room) – On a foam (30 s) – On a wobble board (30 s) – With additional tasks: counting, holding an object, throwing and catching a ball, naming animals or towns starting with specific letter
Gait and transition exercises	<p>Normal walk, walk on toes, walk on heels, tandem walk without additional task.</p> <p>Normal walk, walk on toes, walk on heels, tandem walk with additional task (counting, carrying an object, naming animals or towns starting with specific letter).</p> <p>Fast walking, walk over obstacles, walk with direction and speed change</p> <p>Sit to stand from a chair, sit to stand from a floor, picking objects from the floor.</p>
Strength exercises	<p>Upper extremities: elbow flexion (2 x 8 reps), chest pull (2 x 8 reps), elbow extension (2 x 8 reps)</p> <p>Lower extremities: toe and heel raises (2 x 8 reps), squats with arm and without arm support (2 x 8 reps), steps-up (2 x 8 reps), lateral steps-up (2 x 8 reps), steps on a foam (2 x 8 reps)</p> <p>Core training: sit on a soft gym overball with both legs support and with one leg support (1 min), stand with one leg on a floor and one leg on a soft gym overball (30 s)</p>
Relaxation and stretch exercises	Relaxation with breathing exercises (pursed lip breathing, diaphragmatic breathing and breathing control). Stretching of hamstrings, quadriceps, adductor group of hip muscles, triceps surae muscle, shoulder muscles, biceps and triceps brachii muscles, neck and back muscles.

Příloha 3

Údaje o probandech

ID	Pohlaví	Počet pádů	Věk	Výška (cm)	Váha (kg)	BMI (kg/m ²)	skupina
2359	Ž	0	68	161,5	66,58454	25,42	A
2323	Ž	0	64	153,3	61,02461	25,83	A
2275	Ž	1	77	160	73,8055	28,83027	A
2290	Ž	3	66	164,4	77,31754	28,49	A
2291	M	0	69	174,2	110,3619	36,28	A
2250	Ž	0	65	162,3	88,49638	33,6	A
2232	Ž	0	82	165,3	64,99846	23,5	A
2302	Ž	0	81	162	68,58155	26,06	A
2263	M	0	68	168,6	100,831	35,28	A
2262	Ž	0	62	157,1	74,41913	30,02	A
2267	Ž	0	85	151,9	73,7565	31,77	A
2229	Ž	1	68	161,5	80,76514	30,94	A
2370	Ž	0	68	165,3	94,60398	34,58	A
2356	Ž	0	76	161,2	89,52441	34,4	A
2231	Ž	1	76	164	64,43573	23,95737	A
2311	Ž	0	74	160,4	74,41516	28,84	A
2344	M	2	71	171,1	89,67179	30,57	B
2313	Ž	5	73	170	67,46738	23,22	B
2358	Ž	1	75	151,2	61,51843	26,86	B
2368	Ž	0	74	158,8	67,3751	26,57	B
2212	Ž	0	60	166	89,86553	32,62	B
2281	Ž	1	64	158,1	56,63522	22,56	B
2219	Ž	1	61	169,2	81,71201	28,43	B
2220	M	0	63	185,2	83,0182	24,11	B
2221	Ž	0	63	171,2	67,27404	22,83	B
2357	Ž	2	75	162,9	61,44727	23,02	B
2273	Ž	0	64	160,3	79,21126	30,78	B
2337	M	0	76	173,6	91,58656	30,36	B
2371	Ž	1	66	159,3	65,97821	25,85	B
2226	Ž	0	63	154	50,21617	21,04	B
2292	Ž	1	64	153,6	56,46932	23,78	B
2251	Ž	0	70	174,9	99,91285	32,69	B
2280	Ž	1	67	146,6	54,3173	25,08	B
2264	M	2	81	169	81,75879	28,57	B