

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI
FAKULTA TĚLESNÉ KULTÚRY

HODNOTENIE STOJA PO CHÔDZI
V RÔZNYCH PODMIENKACH U SENIOROV

Diplomová práca
(magisterská)

Autorka: Bc. Mária Magdaléna Jindrová, fyzioterapie

Vedúci práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2020

Meno a priezvisko autora: Bc. Mária Magdaléna Jindrová

Názov diplomovej práce: Hodnotenie stoja po chôdzi v rôznych podmienkach u seniorov

Pracovisko: Katedra prírodných vied v kinantropológii, Fakulta telesnej kultúry, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedúci diplomovej práce: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Rok obhajoby diplomovej práce: 2020

Abstrakt:

Proces starnutia spôsobuje zmeny v rôznych aspektoch chôdzového stereotypu, ktoré so zníženou výkonnosťou a zmenami v systéme posturálnej kontroly ovplyvňujú činnosti každodenného života. Cieľom diplomovej práce bolo zhodnotiť a porovnať vplyv chôdze na bežekom páse a chôdze v prirodzených podmienkach na posturálnu stabilitu u zdravých starších jedincov nad 60 rokov, prostredníctvom nelineárnych a lineárnych charakteristík. Výskumný súbor pozostával z 19 probandov, 5 mužov a 14 žien, vo veku $68,2 \pm 6,4$ rokov. Každý proband podstúpil 6 minútovú chôdzu na bežekom páse a 6 minútovú chôdzu v prirodzených podmienkach rýchlosťou 3 km/h. Pred a bezprostredne po intervencii prebehlo meranie na dvoch silových plošinách AMTI OR6-5 v štyroch rôznych podmienkach. Pri vylúčení vizuálneho systému sa prejavili významné zmeny posturálnej stability po chôdzi na bežekom páse v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach pre priemernú rýchlosť COP v antero-posteriórnom smere ($p = 0,024$) ako aj celkovú rýchlosť COP ($p = 0,036$). Zatiaľ čo v podmienkach pri vylúčení proprioceptívneho systému boli zaznamenané významné zmeny hodnôt sample entropy v medio-laterálnom smere ($p = 0,014$), priemernú rýchlosť COP v medio-laterálnom smere ($p = 0,019$) a celkovú rýchlosť COP ($p < 0,001$) po chôdzi na bežekom páse v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach. Z uvedených výsledkov vyplýva, že posturálna stabilita zdravých starších jedincov je po chôdzi na bežiacom páse znížená v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach, čo môže viesť k zvýšeniu rizika pádu.

Kľúčové slová: posturálna stabilita, seniori, bežeký pás, chôdza, senzorická integrácia, senzorický reweighting

Súhlasím s požičiavaním diplomovej práce v rámci knižničných služieb.

Author's name and surname: Bc. Mária Magdaléna Jindrová

Degree thesis title: Effect of gaiting in diverse conditions on postural stability of senior

Department: The Department of Natural Sciences in Kinanthropology, Faculty of Physical Culture, Palacký University, Olomouc

Supervisor: prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Year of presentation: 2020

Abstract:

The aging process causes changes in various aspects of the gait stereotype, with reduced performance and modifications in the system of postural control, affecting the activities of daily life. The aim of this thesis is to evaluate and compare the impact of walking on the treadmill and walking in natural conditions on postural stability in healthy older individuals over 60 years through nonlinear and linear characteristics. The research group consisted of 19 probands, 5 men and 14 women aged $68,2 \pm 6,4$ years. Each subject underwent a 6-minute walk on the treadmill and a 6-minute walk in natural conditions at a speed of 3 km/h. Before and immediately after the intervention, measurements were performed on the AMTI OR6-5 force platforms in four different conditions. Excluding the visual system, there were significant changes in postural stability after walking on the treadmill compared to walking in natural conditions for the mean COP rate in the antero-posterior direction ($p = 0.024$) as well as the overall COP rate ($p = 0.036$). While under conditions of alteration of the proprioceptive information, significant changes in sample entropy values in the medio-lateral direction ($p = 0.014$), mean COP rate in the medio-lateral direction ($p = 0.019$) and total COP rate ($p < 0.001$) were observed after walking on the treadmill compared to walking in natural conditions. These results suggest that the postural stability of healthy elderly individuals is reduced after walking on a treadmill compared to walking in natural conditions, which may lead to an increased risk of falling.

Key words: postural stability, elder, treadmill, walking, sensory integration, sensory reweighting

I agree with lending of the diploma thesis within the library services.

Prehlasujem, že som diplomovú prácu spracovala samostatne s odbornou pomocou pána profesora RNDr. Miroslava Januru, Dr., uviedla všetky použité literárne a odborné zdroje a riadila sa zásadami vedeckej etiky.

V Olomouci dňa

.....

Ďakujem pánovi profesorovi RNDr. M. Janurovi, Dr. za odborný dohľad, trpezlivosť, cenné rady a poznámky k spracovaniu danej diplomovej práce. Rada by som poďakovala aj Mgr. Z. Hirjakovej, PhD., Bc. J. Štefánkovi a Bc. V. Tomanovej za pomoc pri meraní a spracovaní výsledkov. V neposlednej rade by som sa chcela poďakovať všetkým zúčastneným probandom.

OBSAH

1	ÚVOD	9
2	TEORETICKÁ ČASŤ.....	11
	2.1 Involúcia	11
	2.1.1 Geriatrická krehkosť	11
	2.2 Posturálna stabilita a stabilizácia	14
	2.3 Riadenie posturálnej kontroly.....	16
	2.3.1 Kompenzačný mechanizmus	18
	2.3.2 Anticipačný mechanizmus.....	19
	2.4 Senzorická integrácia	19
	2.4.1 Somatosenzorický systém.....	20
	2.4.2 Vestibulárny systém.....	20
	2.4.3 Vizualný systém.....	21
	2.5 Senzorický reweighting	22
	2.6 Testovanie posturálnej stability	23
	2.6.1 Klinické testovanie	24
	2.6.2 Prístrojové testovanie.....	25
	2.7 Metódy vyhodnocovania základného signálu.....	27
	2.8 Vplyv involúcie na posturálnu stabilitu.....	28
	2.9 Chôdzový cyklus a involúcia.....	30
	2.9.1 Vplyv rôznych podmienok pri chôdzi na rovnováhu.....	32
3	CIELE PRÁCE A VÝSKUMNÉ OTÁZKY	36
	3.1 Hlavný cieľ	36
	3.2 Čiastkové ciele.....	36
	3.3 Výskumné otázky	36
4	METODIKA VÝSKUMU	37
	4.1 Charakteristika výskumného súboru	37

4.2	Technické zariadenie použité pri meraní	37
4.3	Priebeh merania	38
4.4	Štatistické spracovanie dát.....	39
5	VÝSLEDKY	40
5.1	Vyjadrenie sa k výskumnej otázke	43
6	DISKUSIA	44
6.1	Limity štúdie.....	49
7	ZÁVER.....	50
8	ZHRNUTIE	51
9	SUMMARY	53
10	REFERENČNÝ ZOZNAM.....	55
11	PRÍLOHY.....	82

ZOZNAM SKRATIEK:

AP	antero-posteriórny
ApEn	Approximate Entropy
COG	Center of Gravity
COM	Centre of Mass
COP	Centre of Pressure
ML	medio-laterálny
MOT	stoj na molitanovej podložke s otvorenými očami
MZA	stoj na molitanovej podložke so zatvorenými očami
OTV	stoj na pevnej podložke s otvorenými očami
SampEnt	Sample Entropy
WHO	Svetová zdravotnícka organizácia (World Health Organization)
ZAT	stoj na pevnej podložke so zatvorenými očami
m.	musculus

1 ÚVOD

Podiel starších osôb v populácii neustále rastie. Podľa Slovenského štatistického úradu sa predpokladá zdvojnásobenie počtu obyvateľov starších ako 65 rokov v období 2017 – 2060 (Vaňo, 2019). Podobný nárast sa podľa demografických prognóz predpokladá aj u celkového počtu Európanov starších ako 65 rokov v období 2012 – 2050 (World Health Organisation [WHO], 2015). So zvyšujúcim sa vekom dochádza k postupným zmenám jednotlivých systémov, napr. muskulárneho, neuronálneho, vestibulárneho a ďalších systémov, ktoré majú značný vplyv na proces posturálnej kontroly (Cvecka et al., 2015; Delmonico et al., 2009; Paterson & Warburton, 2010). Dané zmeny vedú k zvýšeniu rizika pádu u starších jedincov. Pravidelná pohybová aktivita má pozitívny vplyv na posturálnu stabilitu a je tak dôležitou intervenciou pri prevencii výskytu pádu u starších jedincov (Pirouzi, Motealleh, Fallahzadeh, & Fallahzadeh, 2014).

Pomerne jednoduchou a prístupnou aktivitou je chôdza, ktorá predstavuje jeden zo základných lokomočných prostriedkov zabezpečujúcich mobilitu jedinca s výrazným vplyvom na funkčnú samostatnosť. Chôdza sa doporučuje ako vhodná intervencia v rámci prevencie deteriorácii zdravotného stavu (Marsh et al., 2006). Pozitívne vplyva na rovnováhu, koordináciu a využitie anticipačných mechanizmov, ktoré sú významným faktorom pri prevencii pádu (Monteiro et al., 2009). Následne vedie vďaka zlepšenej funkcii kontrolného posturálneho systému k eliminácii strachu z pádu pri pohybovej aktivite u starších jedincov (Arnold, Sran, & Harrison, 2008; Shapiro & Melzer, 2010). V poslednej dobe sa zvyšuje záujem aj o chôdzu na bežeckom páse. Chôdza na bežeckom páse sa však od chôdze v prirodzených podmienkach líši. Niektorí autori (Bizovská., Svoboda, Janura, Bisi, & Vuillerme, 2018; Terrier & Reynard, 2015) uvádzajú rozdielnosť v kinematických parametroch chôdze v jednotlivých podmienkach. Takisto dochádza k disharmónii získaných informácií z vizuálneho systému a informácií z propioceptívneho a vestibulárneho systému pri chôdzi na bežeckom páse v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach.

Mnohé štúdie sa zaoberajú dlhodobým efektom chôdze na bežeckom páse na posturálnu stabilitu jedinca (Dehi, Aghajari, Shahshahani, Takfallah, & Jahangiri, 2014; Marsh et al., 2006; Pereira & Scheicher, 2020). Menej štúdií sa už ale zameriava na posturálnu stabilitu jedinca po zostúpení z bežeckého pása, kedy dochádza k inkongruencii informácií z jednotlivých senzorických systémov (Derave et al., 2002; Hashiba, 1998; Pirouzi et al., 2014; Zanetti & Schieppati, 2007). V databázach využitých pre vyhľadávanie (PubMed, PMC, Embase,

GoogleScholar), neboli nájdené štúdie zaoberajúce sa danou problematikou u starších jedincov. Preto sa naša práca zameriava na zhodnotenie a porovnanie chôdze na bežeckom páse s chôdzou v prirodzených podmienkach na následnú posturálnu stabilitu u zdravých jedincov nad 60 rokov počas klľudného bipedálneho stoja. Pri zostúpení z bežeckého pásu a následnej re-adaptácii na zmenené podmienky, sa predpokladá zhoršená posturálna stabilita u starších zdravých jedincov so súvisiacim vyšším rizikom výskytu pádu.

2 TEORETICKÁ ČASŤ

2.1 Involúcia

Involúcia (starnutie) je prirodzenou súčasťou života. Prináša so sebou mnohé morfológické a funkčné zmeny, ktoré prebiehajú so značnou interindividuálnou variabilitou. Tento proces starnutia môže byť modifikovaný vplyvom prostredia, životným štýlom, zdravotným stavom, sociálnymi, psychickými a mnohými ďalšími faktormi. V dôsledku výraznej individuálnosti a širokého spektra príčin a prejavov sa starnutie vymedzuje pomerne náročne. Väčšinou sa rozlišuje kalendárne, biologické a sociálne starnutie (Kalvach et al., 2004; Topinková, 2005). Svetová zdravotnícka organizácia (WHO) odporučila pätnásťročnú periodizáciu kalendárneho veku:

- do 60 rokov stredný vek – interevium
- do 75 rokov včasná/ranná staroba – senescentium
- do 90 rokov vlastná staroba – senium
- nad 90 rokov dlhovekosť – kmenstvo (Čeledová, Kalvach, & Čevela, 2016).

V prípade starnutia sa jedná nielen o proces fyzických, ale aj psychických a sociálnych zmien. Postupne dochádza k deprivácii pohybovej aktivity a restrikcii jedince zo spoločenského, pracovného a sociálneho života. Tento fenomén vedie k snahe zdravotných a sociálnych pracovníkov udržať kvalitu života po čo najdlhšiu dobu (Kalvach et al., 2004). V dôsledku postupnej funkčnej limitácie jedincov sa využíva funkčné delenie navrhnuté Spirdusovou (1995). Vystihuje spektrum seniorskej populácie, ich problémov a potrieb, ktorými sú ovplyvnené aj zdravotnícke služby. Rozlišujú sa elitní, zdatní, nezávislí, krehkí, závislí a úplne závislí jedinci, vid' príloha č. 1.

2.1.1 Geriatrická krehkosť

Geriatrická krehkosť („frailty“) je involúciou podmienený pokles potenciálu zdravia, ktorý vedie k zníženiu zdatnosti, odolnosti a adaptability organizmu (Kalvach & Holmerová, 2008). Zahŕňa v sebe niekoľko geriatrických syndrémov – hypomobilitu, instabilitu, sarkopéniu (úbytok svalovej hmoty), dynapéniu (zníženie svalovej sily), osteopéniu (znížená pevnosť kostí) až osteoporózu, poruchy kognitívnych funkcií či nutričné problémy. Vyskytuje sa približne u 10–25 % ľudí nad 65 rokov a u polovici ľudí nad 85 rokov (Gobbens, Luijckx,

Wijnen-Sponselee, & Schols, 2010; Holmerová, Baumanová, Vaňková, & Wija, 2013; Schuurmans, Steverink, Lindenberg, Frieswijk, & Slaets, 2004). Najviac limitujúcim faktorom samostatnosti starších jedincov je hypomobilita, ktorá je výrazne ovplyvnená involučnými zmenami, sarkopéniou, dynapéniou, zhoršenou koordináciou pohybov a rýchlosťou svalovej kontrakcie. Sarkopénia predstavuje komplexný problém, opisovaný ako syndróm progresívneho a generalizovaného úbytku skeletálneho svalstva. Ide o poruchu rovnováhy medzi proteínovou syntézou a degradáciou (Saggini, Carmignano, Cosenza, Palermo, & Bellomo, 2017). Súvisí s narastajúcou infiltráciou tuku do svalov. Delmonico et al. (2009) vo svojej longitudinálnej štúdii preukázali, že starnutie je spojené s nárastom intramuskulárneho tuku bez ohľadu na zmeny telesnej hmotnosti alebo subkutánneho tuku. Štrukturálne zmeny svalov vedú k dynapénii, ktorá súvisí aj s degeneratívnymi zmenami centrálného a periférneho nervového systému, bez prítomného neurologického alebo muskulárneho ochorenia (Clark & Manini, 2012; Delmonico et al., 2009; Frontera, 2017; Miljkovic, Lim, Miljkovic, & Manini, 2011). V minulých dekádach sa v súvislosti s rizikovým faktorom redukcie aktívneho a zdravého starnutia spájala najmä sarkopénia. V poslednej dobe sa ukazuje, že výraznejším faktor kvality života v staršom veku zohráva dynapénia. Dôležité je teda prihliadať nielen na veľkosť svalovej hmoty, ale aj jej kvalitu. Longitudinálne štúdie ukazujú, že u ľudí nad 75 rokov dochádza k strate 0,64–0,7 % svalovej hmoty za rok u žien a 0,8–0,98 % svalovej hmoty za rok u mužov. Úbytok svalovej sily ale prebieha 2 až 5-krát rýchlejšie, úbytok 2,5–3 % svalovej sily za rok u žien a 3–4 % svalovej sily za rok u mužov. Strata svalovej sily je teda výraznejším rizikom vplývajúcim na disabilitu jedinca v porovnaní so stratou svalovej hmoty (Mitchell et al., 2012). Elektromyografické štúdie dokazujú zmeny v nervosvalovom riadení cez motorické neuróny. Táto denervácia vedie k atrofii a postupnej fibrotizácii vlákien. Dochádza k nedostatočnej a kvalitatívne zmenenej náhrade kolagénu, ktorá vedie k zníženiu flexibility. Spolu s infiltráciou lipózneho zložky a úbytkom telesnej vody sa dynapénia podieľa na znížení mobility a stability kĺbov. Funkčné zmeny spôsobené poklesom svalovej sily, zvýšenou tuhosťou väziva, zníženým rozsahom pohybu kĺbov a zhoršením stability patria k hlavným príčinám obmedzenia motoriky starších jedincov (Brady, Straight, & Evans, 2014; Kalvach et al., 2004).

Staršia populácia spadá medzi najviac inaktívnu skupinu populácie s prevahou sedavého spôsobu života (Paterson & Warburton, 2010). Narastajúca inaktivita spolu so zmenami telesnej kompozície – nárastom lipózneho a fibrózneho tkaniva so sprievodným úbytkom muskulárnej a kostenej zložky, vizuálnym a sluchovým deficitom, kognitívnou poruchou,

depresiou a narastajúcou únavou, vedú k poklesu funkčných schopností, značne stúpa riziko pádu s následnými zdravotnými problémami (Brady, Straight, & Evans, 2014). Podľa štatistických údajov spadne aspoň raz za rok 30 % jedincov nad 65 rokov a až 50 % seniorov nad 80 rokov (WHO, 2015).

Podľa Európskej siete pre prevenciu pádov je pád nečakaná situácia, počas ktorej sa jedinec dostáva do kontaktu so zemou, podlahou alebo plochou na nižšej výškovej úrovni (Lamb, Jorstad-Stein, Hauer, & Becker, 2005). World Health Organisation (WHO, 2017b) rozlišuje štyri skupiny rizikových faktorov výskytu pádu a to biologické (napr. vek, pohlavie); behaviorálne (napr. multifarmácia, príjem alkoholu); environmentálne (napr. nedostatočné osvetlenie, nečakané prekážky) a socio-ekonomické (napr. nízky príjem, nedostatok sociálneho kontaktu). Medzi hlavné rizikové faktory vedúce k pádu patrí zníženie svalovej sily dolných končatín, zníženie mobility, porucha rovnováhy a chôdze (Kulmala et al., 2009; Rubenstein & Josephson, 2002; Stevens, 2005).

Pády výrazne ovplyvňujú morbiditu a mortalitu starších jedincov. Približne 30–50 % pádov končí malými léziami, avšak v 5–10 % vedú pády k vážnym dôsledkom ako sú fraktúry alebo traumatické úrazy hlavy. Pády predstavujú piatu najčastejšiu príčinu smrti u jedincov nad 65 rokov (po kardiovaskulárnych príčinách, rakovine, cievnej mozgovej príhode a pulmonálnych príčinách). Zároveň mnohí jedinci po prekonaní pádu majú obavu z ďalšieho pádu, v dôsledku čoho až 40 % jedincov obmedzuje svoje činnosti denného života. Jedinec sa tak dostáva do bludného kruhu s narastajúcim úbytkom samostatnosti, sociálnou izoláciou, depresiou a následným rastúcim rizikom pádu (Ambrose, Paul, & Hausdorff, 2013; Rubenstein, 2006; Tinetti, 2003; Tinetti & Kumar, 2010). Aj keď proces starnutia a jeho negatívne zmeny na organizmus nie je možné zastaviť, je možné spomaliť zhoršenie fyzického stavu a funkčnej kapacity. Podľa guidelines WHO je pravidelná fyzická aktivita, cvičenie rovnováhy a flexibility efektívnou cestou pre ovplyvnenie posturálnej stability, prevenciu pádov a udržanie psychickej odolnosti seniora (Cvecka et al., 2015; Kalvach et al., 2008; Pereira & Scheicher, 2018; Rubenstein & Josephson, 2002).

2.2 Posturálna stabilita a stabilizácia

Postura je komplexný pojem, ktorý označuje aktívne držanie pohybových segmentov voči pôsobeniu vonkajších síl, z ktorých má najväčší význam tiažová sila (Kolář, 2009; Winter, 1990). Zaujatie a udržanie postury je dôležitou súčasťou všetkých motorických programov (Vařeka, 2002a). Predstavuje základnú podmienku pohybu, kde postura nasleduje pohyb ako tieň (Magnus, 1924). Enoka (2008) považuje posturu za neuromechanickú reakciu, ktorá úzko súvisí s udržovaním stability systému, teda schopnosťou ustálenia sa v rovnovážnom stave. Jedná sa o schopnosť udržiavania nastavenia polohy jednotlivých segmentov prostredníctvom neustáleho vyvažovania zaujatej polohy. Umožňuje tak určitú pohotovosť k rýchlemu prechodu z pokoja do pohybu a naopak. Vďaka danej neustálej pohotovosti chráni telo pred poškodením (Véle, 2006). Postura je zaistená vnútornými silami, najmä svalovou aktivitou riadenou CNS (Vařeka, 2002b). Aktívne držanie postury je uskutočnené prostredníctvom určitého programu, rešpektujúceho anatomické a biomechanické princípy pohybového systému. Súčasťou voľby vhodného programu je aj porovnávanie s predchádzajúcimi skúsenosťami. Vznikajú tak postupne špecifické posturálne programy, ktoré sú postupným procesom učenia individuálne modifikované (Vařeka, 2002a).

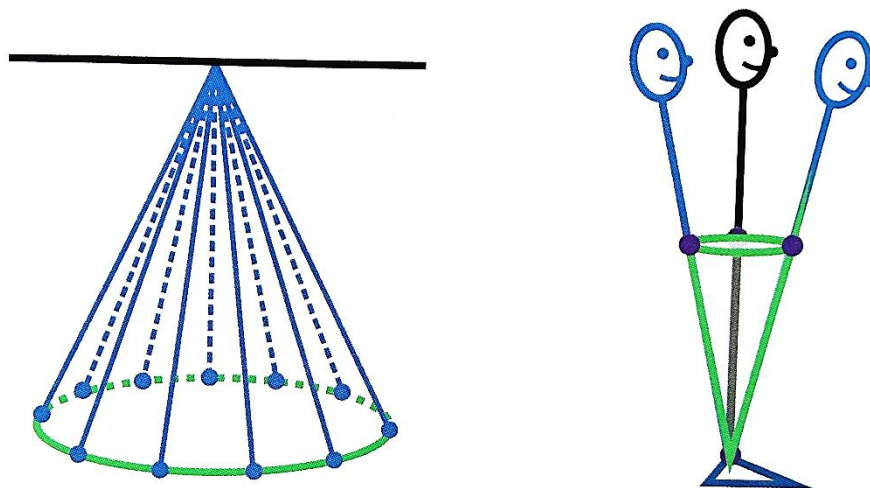
Posturálna stabilita je okamžitý stav systému získaný ako výsledný efekt mechanizmu balancie (Shumway-Cook & Woollacott, 2011). Balancia (posturálna stabilizácia) predstavuje schopnosť zaistiť držanie tela a reagovať na zmeny vnútorných a vonkajších síl s cieľom zabrániť nezamýšľanému alebo neriadenému pádu (Kolář, 2009; Vařeka, 2002a). Jedná sa o neustále prispôsobovanie svalovej aktivity a polohy kĺbov funkčným požiadavkám pre udržanie „*centre of gravity*“ (COG) v opornej báze (Soderberg, 1997; Winter, 1995a). COG je vertikálna projekcia „*centre of mass*“ (COM), čiže ťažiska tela, do opornej bázy. Oporná báza („*base of support*“) predstavuje plochu, ktorá vzniká spojením všetkých vonkajších hraníc opornej plochy („*area of support*“), teda plochy podložky, ktorá je v kontakte s časťou tela zabezpečujúcou oporu, vid' obrázok 1 (Bizovská, Janura, Míková, & Svoboda, 2017; Vařeka, 2002a).



Obrázok 1. Grafické znázornenie opornej plochy a opornej bázy (Bizovská et al., 2017)

Posturálna stabilita je nepriamo úmerná výške ťažiska nad opornou bázou a priamoúmerná telesnej hmotnosti a veľkosti opornej bázy. Zároveň je ovplyvniteľná charakterom kontaktného povrchu, vlastnosťami a postavením jednotlivých segmentov (Kolář, 2009). Rozlišuje sa stabilita statická a dynamická. Keď je telo v relatívnom pokoji a nedochádza k zmene opornej bázy, jedná sa o statickú stabilitu. V dôsledku prítomnosti fyziologických titubácií spôsobených napr. srdečnými údermi, dýchacími pohybmi či inými vnútornými vplyvmi, je vhodnejšie definovaná pojmom kvazistatická stabilita (Ragnarsdóttir, 1996). Zmeny polohy COP v pokojnom stoji je odrazom neustáleho riadiaceho procesu CNS (Vařeka, 2002a). Dynamická stabilita sprevádza pohyb pri ktorom dochádza k zmene opornej bázy (Shumway-Cook, & Woollacott, 2011).

Bipedálna postúra človeka je pomerne nestabilný systém, čo je dané biomechanickým modelom obráteného kyvadla, vysoko uloženým ťažiskom a malou plochou základne (Vařeka, 2002a). Počas bipedálneho stoja by mal byť jedinec schopný nakláňať sa bez porušenia stability s nutnosťou zmeny opornej bázy. Jedná sa o tzv. limity stability, v rámci ktorých je COG udržiavané v hraniciach individuálnej opornej bázy. Dané hranice sa menia v závislosti na vonkajších podmienkach, na náročnosti danej úlohy a individuálnych charakteristikách ako je napr. svalová sila či rozsah pohybu (Alexander, 1994; Shumway-Cook & Woollacott, 2011). Limity stability majú tvar kónusu (viď obrázok 2). CNS má internú predstavu o individuálnom konuse, ktorý je využívaný k určovaniu pohybových stratégií pre udržanie rovnováhy. U mnohých starších jedincov s poruchou rovnováhy je daný konus menší alebo majú zmenenú predstavu v CNS o danom konuse, čo vplýva na výber stratégií pre udržanie rovnováhy (Horak, 2006).



Obrázok 2. Grafické znázornenie limitov stability a modelu obráteného kyvadla (Bizovská et al., 2017)

2.3 Riadenie posturálnej kontroly

Pre dosiahnutie funkčnej samostatnosti je nevyhnutná posturálna kontrola, ktorej hlavným cieľom je orientácia v priestore a zabezpečenie posturálnej stability (Horak, 2006). Umožňuje účelové prispôsobenie postury (atitudu) pre zamýšľajúcu úlohu tak, aby nenastal pád (Albinet, Bernard & Palut, 2006; Ivanenko, & Gurfinkel, 2018). V minulosti boli postojové a vzpriamovacie reflexy považované za hlavné mechanizmy zapájajúce sa pri udržiavaní posturálnej stability (Trojan, Druga, & Pfeiffer, 1990). V súčasnosti sa ale riadenie posturálnej kontroly považuje za komplexný proces riadený viacerými úrovňami centrálného nervového systému (Horak, 2006). Medzi štruktúry zúčastňujúce sa na posturálnej kontrole spadá najmä miecha, retikulárne formácie mozgového kmeňa, vestibulárne jadrá, bazálne gangliá a mozog. Zároveň funkcia zmienovaných oblastí podlieha najvyššiemu centru nervového systému, cerebrálnemu kortexu (Myslivoček, 2009).

Miecha je najnižším centrom riadenia motoriky a uplatňuje sa v miešnych reflexoch (proprioceptívnych a exteroceptívnych reflexoch) a v reflexnej motorike (postojových a vzpriamovacích reflexoch). Dôležitou úlohou miechy je zaistenie koordinácie α -motoneurónov a γ -motoneurónov pri riadení svalového tonu na miešnej úrovni (Králíček, 2011; Mysliveček, 2009). *Retikulárne formácie*, nachádzajúce sa v predĺženej mieche, sa podieľajú na riadení proprioceptívnych reflexov, vzpriamovacích reflexov a úmyselných pohyboch. Zároveň sa zapája pri integrácii aferentných informácií z proprioceptorov,

exteroceptorov, statokinetického senzoru s informáciami z vyšších etáží – mozočkom, kmeňovými štruktúrami, hypothalamom a mozgovou kôrou (Mysliveček, 2009).

Nevyhnutnú rolu pri posturálnej kontrole zohráva aj *mozoček*, najmä archicerebellum a paleocerebellum. Archicerebellum sa zúčastňuje na udržiavaní vzpriamenej polohy tela a integruje aferentné informácie z jednotlivých senzorických systémov s informáciami z mozgovej kôry a účastní sa tak aj na spätnoväzbovej kontrole. Paleocerebellum je zodpovedné za analýzu informácií z proprioreceptorov, vizuálneho a vestibulárneho systému. Medzi jeho úlohy spadá aj regulácia svalového tonusu ako spojovací článok α a γ -motoneurónov a súhry agonistov a antagonistov (Kolář, 2009; Králíček, 2011; Mysliveček, 2009). Mozoček sa v spolupráci s mozgovým kmeňom a bazálnymi gangliami účastní na plánovaní a programovaní úmyselných pohybov (Králíček, 2011). Zabezpečuje zvolenie adekvátneho rozsahu posturálnej reakcie. Túto primeranú odpoveď vyhodnocuje nielen na základe dostupných informácií ale aj pomocou určitých skúseností, ktoré umožnia predvídať charakteristiku nastávajúcich výchyliek (Thach, & Bastian, 2004). Na rozdiel od zdravých jedincov nie sú pacienti s cerebelárnymi léziami schopní zvoliť ideálny rozsah svojich posturálnych reakcií na nastávajúce výchylky. Predpokladá sa tak vplyv mozočku na modifikácii posturálnej odpovede spolu s cerebrálnym kortexom (Horak, & Diener, 1994; Timmann, & Horak, 1997).

Podobne aj *bazálne gangliá* majú vplyv na priebeh posturálnej kontroly. Dysfunkcia bazálnych ganglií napr. pri Parkinsonovej chorobe vedie k neschopnosti reagovať adekvátnymi stratégiami na rôzne posturálne výchylky (Horak, Dimitrova, & Nutt, 2005; Chong, Horak, & Woollacott, 2000). Napríklad zdraví jedinci boli schopní prispôbiť posturálne stratégie hneď na prvý pokus, zatiaľ čo u jedincov s Parkinsonovou chorobou bolo vyžadované niekoľko opakovaní pre adekvátnu odpoveď (Chong, Horak, & Woollacott, 2000). Predpokladá sa, že prepojenie bazálnych ganglií s cerebrálnym kortexom je nevyhnutné pre rýchly výber optimálnych posturálnych reakcií (Grillner, Hellgren, Menard, Saitoh, & Wikstrom, 2005; Takakusaki, Oohinata-Sugimoto, Saitoh, & Habaguchi, 2004)

K posturálnej kontrole prispievajú aj *kôrové centrá*. Mnohé štúdie preukázali dôležitosť kortikálnych oblastí pri posturálnej kontrole bipedálneho stoja (Jacobs & Horak, 2007; Taube, Gruber, & Gollhofer, 2008). Observačné štúdie zdravých jedincov, štúdie zaoberajúce sa pacientami s poruchou kortikálnych štruktúr a štúdie využívajúce elektrofyzilogické metódy preukazujú o vplyve kortexu na posturálnu kontrolu (Papegaaij, Taube, Baudry, Otten, & Hortobágyi, 2014).

Rozlišujú sa dva základné neurálne mechanizmy, kompenzačný a anticipačný mechanizmus, ktoré sú zodpovedné za udržanie polohy a za umožnenie prevedenia pohybu. Počas posturálnej kontroly prebiehajú častokrát oba mechanizmy súčasne a navzájom úzko spolupracujú (Papegaaij et al., 2014).

2.3.1 Kompenzačný mechanizmus

Kompenzačný mechanizmus („feedback“) je aplikovaný po narušení stability na základe získaných informácií z vizuálneho, vestibulárneho systému ako aj propioceptívnych a taktilných informácií zo somatosenzorického systému. Posturálna kontrola využíva podľa danej situácie statickú alebo dynamickú motorickú stratégiu. Statická stratégia zahŕňa členkový mechanizmus pre výchylky v predozadnom smere a stratégiu bederného kĺbu v laterolaterálnom smere bez zmeny opornej bázy (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Pri členkovom mechanizme prebieha zapojenie svalov disto-proximálnym smerom. Posunom COM ventrálnym smerom sa primárne aktivujú hamstringy. Reťazením zapojenia jednotlivých svalov dochádza k následnej stabilizačnej aktivácii paraspinálnych svalov. Zatiaľ čo pri posune COM dorzálnym smerom sa primárne aktivuje m. tibialis anterior a reťazenie svalovej aktivity prebieha cez zapojenie m. quadriceps femoris až k aktivácii brušného svalstva (Horak & Kuo, 2000; Shumway-Cook & Woollacott, 2001). V prípade výraznejších posturálnych výchýliek, pri ktorých nepostačuje kompenzačný mechanizmus členkového kĺbu, je zakomponovaná aj stratégia bederného kĺbu. Na zaistení posturálnej stability sa tak podieľajú pohyby v bedernom kĺbe s protirotáciou v členkovom kĺbe, čím sa COM vracia do rovnovážnej polohy. Zapojenie jednotlivých svalov prebieha v proximo-distálnom smere. Ventrálnym posunom COM sa primárne aktivujú paraspinálne svaly a hamstringy. Pri dorzálnom posune COM sa aktivuje brušné svalstvo s následným zapojením m. quadriceps femoris. Stratégia bederného kĺbu sa zároveň využíva pri zaistení posturálnej stability v latero-laterálnom smere. Základným mechanizmom je prenášanie váhy z jednej dolnej končatiny na druhú, pričom sa na stojnej dolnej končatine aktivujú najmä abduktory a na kontralaterálnej dolnej končatine adduktory (Horak & Kuo, 2000; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Nadmerné vychýlenie COP v rámci opornej plochy vyžaduje pre obnovenie posturálnej stability využitie dynamickej stratégie, ktorá zahŕňa mechanizmus úkroku, uchopenia pevnej opory alebo iné spôsoby zväčšenia opornej bázy (Horak, 1987; Nashner, 1985; Vařeka, 2002b). Starší jedinci s rizikom pádu využívajú skôr stratégiu bederného kĺbu a úkroku v porovnaní

s jedincami s nízkym rizikom pádu, ktorý uprednostňujú členkovú stratégiu (Maki, Edmondstone, & McIlroy, 2000).

2.3.2 Anticipačný mechanizmus

Anticipačný mechanizmus („feedforward“) sa využíva už pri predpoklade narušenia posturálnej stability. Vedie k aktivácii prevažne posturálnych svalov alebo malému posunu tela ešte pred narušením rovnováhy, s cieľom minimalizovať posturálne výchylky. Pre uskutočnenie danej stratégie je potrebná predchádzajúca skúsenosť a učenie. Včasná odpoveď na narušenie posturálnej stability je označovaná ako automatická posturálna reakcia (Bizovská et al., 2017; Browne, 2001; de Azevedo, Claudino, Conceição, Swarowsky, & dos Santos, 2016; Massion, 1998). Pri anticipačnom mechanizme sa ale významne zapája motorický kortex, najmä premotorická a primárna motorická kôra (Jacobs, Lou, Kraakevik, & Horak, 2009). Cerebrálny kortex sa podieľa na posturálnej kontrole najmä pri zmene pozornosti pri vykonávaní určitej úlohy (Brauer, Woollacott, & Shumway-Cook, 2002; Carpenter, Frank, Adkin, Paton, & Allum, 2004), zmene zámerov subjektu reagovať konkrétnou stratégiou (Buchanan & Horak, 2003), pri učení a modifikácii posturálnej odpovede s predchádzajúcimi skúsenosťami (Jacobs & Horak, 2007). Anticipačný mechanizmus teda závisí aj na kognitívnej kontrole uskutočnenej prostredníctvom cerebrálneho kortexu a nejedná sa tak vždy čisto o automatický proces (Boisgontier, 2013; Horak, 2006; Seidler, 2010). U starších jedincov je vyžadovaná vyššia kôrová aktivita pri procese posturálnej kontrole najmä pri relatívne náročnejších úlohách. Vyššia kôrová aktivita pri procese posturálnej kontrole predstavuje určitý kompenzačný mechanizmus uplatňujúci sa v dôsledku deteriorácie mnohých systémov so zvyšujúcim sa vekom (Stijntjes et al., 2014).

2.4 Senzorická integrácia

Posturálna stabilita závisí na integrácii vestibulárneho, zrakového a propioceptívneho systému. Dôležitou zložkou je však aj prísun exteroceptívnych informácií, psychické vplyvy, ako aj vplyv vnútorného prostredia. Vařeka (2002b) zdôrazňuje výrazný vplyv psychického stavu na voľbu vhodného programu pre udržanie alebo obnovenie posturálnej stability. Určitá miera sústredenia vedie k zlepšeniu posturálnej stability. Nadmerné psychické vypätie však vedie k neadekvátnemu nárastu svalového napätia s následným negatívnym vplyvom na svalovú koordináciu. Informácie z jednotlivých senzorických systémov sú spracované

v CNS do podoby vnútorného telesného schématu (Mancini & Horak, 2010). Za účelom udržania postury dochádza na základe získaných informácií k spusteniu pohybových programov vedúcich k adekvátnemu pohybu hlavy, očí, trupu či končatín s cieľom zabezpečiť posturálnu stabilitu s následnou spätnou väzbou (Mancini & Horak, 2010; Vařeka, 2002b; Vele, 1997). Zdravý jedinec získava pri vhodne osvetlenom prostredí a na pevnom povrchu približne 70 % informácií prostredníctvom somatosenzorického systému, 20 % vestibulárneho a 10 % vizuálneho systému (Peterka, 2002). Pri stojí na nestabilnom povrchu narastá význam informácií z vestibulárneho a vizuálneho systému na úkor somatosenzorických informácií pre posturálnu kontrolu (Pereira, & Scheicher, 2018; Peterka, 2002).

2.4.1 Somatosenzorický systém

Medzi somatosenzorický systém spadá propiocepcia (svalové vretienko, Golgiho šľachové teliesko, propioceptory kĺbneho púzdra, periostu) ale aj exterocepcia (mechanocepciu, termocepciu, nocicepciu), ktorá poskytuje dôležité informácie o charaktere povrchu kontaktnej plochy. Propriocepcia umožňuje získavanie informácií ohľadom pozícii (statestézii) a pohybe (kinestézii) jednotlivých telesných segmentov, ich kontakte s vonkajším prostredím a orientácii v gravitačnom poli (Králíček, 2011; Proske & Gandieva, 2009; Vařeka, 2002b; Winter, 1995b). Abnormality somatosenzorického systému súvisia s posturálnou instabilitou a vyšším výskytom pádov. Predstavujú tak dôležitú súčasť pri procese posturálnej kontrole, najmä svalové vretienka, kĺbové propioceptory a kožné receptory v oblasti dolných končatín, trupu a subokcipitálnej oblasti. S vekom postupne dochádza k deteriorácii jednotlivých receptorov, čo vedie k zvýšeniu posturálnych výchyliet a tým aj vyššiemu riziku pádu (Courtine, De Nunzio, Schmid, Beretta, & Schieppati, 2007; Shaffer, & Harrison, 2007).

2.4.2 Vestibulárny systém

Vestibulárny systém predstavuje sústavu dvoch receptorov. Statický receptor je tvorený blanitými včkami sakulus a utrikulus, ktoré umožňujú detekciu polohy hlavy v priestore, orientáciu v gravitačnom poli a lineárne zrýchlenie hlavy. Utrikulus poskytuje informácie o pohyboch v horizontálnej rovine, zatiaľ čo sakulus detekuje pohyby vo vertikálnej rovine. Kinetický receptor pozostáva z troch navzájom kolmých polkruhovitých kanálikov, ktoré registrujú uhlové zrýchlenie hlavy (Králíček, 2011; Massion & Woollacott, 2004). Aferentné spojenia vedú priamo do mozoka alebo cez vestibulárne jadrá, ktoré sú spojené s talamom

a motorickými neurónmi do očných svalov, čím je umožnená rýchla spätnoväzbová kontrola. Labyrint vnútorného ucha poskytuje podnety potrebné k aktivácii posturálnej reflexnej reakcii. Prostredníctvom vestibulo-spinálneho reflexu sa podieľa na udržaní vzpriameného držania tela pri náhlej zmene polohy v dôsledku vonkajších vplyvov. Prostredníctvom vestibulo-okulomotorického reflexu sa podieľa pri fixácii zraku na sledovaný objekt pri zmene polohy hlavy (Králiček, 2011). Vestibulárny systém má dôležitý význam najmä pri rotačných pohyboch či iných rýchlych zmenách polohy hlavy. Jeho význam narastá aj v situáciách, pri ktorých nastáva disharmónia informácii zo somatosenzorického alebo vizuálneho systému. So zvyšujúcim sa vekom postupne klesá funkcia vestibulárneho systému v dôsledku redukcie vestibulárnych vláskových buniek či ôsmeho hlavového nervu (n. vestibulocochlearis), čo môže viesť k závratiam a instabilite v situáciách s disharmonickými senzorickými informáciami (Horak, Shupert, & Mirka, 1989).

2.4.3 Vizuálny systém

Vďaka vizuálneho systému je získaných až 90 % informácii o okolitom prostredí (Králiček, 2011). Prostredníctvom receptorov na sietnici, ktoré poskytujú informácie o polohe hlavy, sa podieľa pri udržiavaní postury (Trew & Everett, 1997). Aferentné informácie zo sietnice vedú cez zrakový nerv do thalamu a stredného mozgu (Van Dieën & Pijnappels, 2017). Vizuálny systém hrá dôležitú rolu pri celkovej orientácii v priestore a predovšetkým pri anticipácii na zmeny vonkajšieho prostredia (Vařeka, 2002b). Rozlišujú sa dva základné funkčné pohyby očí. Jednak pohyby umožňujúce zamierenie zraku na pohybujúci sa cieľ, alebo pohyby očí pre stabilizovanie vizu na objekt pri pohyboch hlavy pomocou vestibulo-okulárneho a optokinetického systému (Pritcher, Whitney, Marchetti, & Furman, 2008). So starnutím sa zvýrazňuje vplyv zrakovej kontroly na posturálnu stabilitu oproti senzorickým informáciám z vestibulárneho a propioceptívneho systému (Pyykkö et al., 1988; Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Vařeka, 2002b). Znížená schopnosť periférneho a ostrého videnia, odhadnutia vzdialenosti a vnímania hĺbky priestoru patria medzi jedny z hlavných porúch zraku zvyšujúcich riziko pádu (Freeman, Munoz, Rubin, & West, 2007; Lord, 2006; Schmid, Casabianca, Bottaro, & Schieppati, 2008). Adekvátne vnímanie vizuálneho podnetu je dôležitým faktorom pri stabilizácii tela vzhľadom na okolné prostredie. Určité poruchy rovnováhy môžu byť dané u starších jedincov zníženou senzitivitou vizuálneho systému (Lord, & Menz, 2000; Manchester, Woollacott, Zederbauer-Hylton, & Marin, 1989).

2.5 Senzorický reweighting

Kontrolný systém postury má schopnosť reweightingu (prenastavenia) senzorickej integrácie na základe získaných informácií zo somatosenzorického, vizuálneho a vestibulárneho systému (Peterka, 2002). Tento proces umožňuje optimalizovať udržiavanie postury odpovedajúcej pre vykonanie určitej činnosti a adekvátne reagovať na zmeny vonkajších podmienok (Huxham, Goldie, & Patla, 2001; Nashner & Berthoz, 1978). Senzorický reweighting predstavuje dynamický proces neustáleho spracovávania jednotlivých senzorickej informácií. Súčasne so zmenami podmienok prostredia prehodnocuje CNS významnosť jednotlivých senzorickej vstupov na posturálnu kontrolu (Oie et al., 2002). Peterka (2002) vo svojej štúdii ukazuje, že pri narastajúcej amplitúde rušivých vplyvov na posturálnu stabilitu boli menšie posturálne výchylky v dôsledku zníženia váhy senzorickej systému poskytujúceho neadekvátne senzorickej informácie. Po období senzorickej nejednoznačnosti a následnom znížení významnosti senzorickej systému poskytujúceho neadekvátne informácie vyžaduje kontrolný posturálny systém čas na adaptovanie sa pre spracovanie spoľahlivých senzorickej informácií (Jeka, Oie, & Kiemel, 2008; Mahboobin, Loughlin, Redfern, & Sparto, 2005). Počas adaptačnej fázy sú prítomné oscilácie posturálnych výchyliek, čo naznačuje mieru adaptácie na zmenené senzorickej informácie (Peterka & Loughlin 2004). Postura je menej stabilná, a preto náchylnejšia na pád počas danej fázy posturálnej adaptácie. U starších jedincov je prenastavenie senzorickej integrácie limitované postupnými degeneratívnymi zmenami jednotlivých senzorickej systémov. Degeneratívnym zmenám podlieha aj nervový systém, čo vedie k spomaleniu samostatného procesu prenastavenia (Frontera, 2017; Kulmala et al., 2014; Mitchell et al., 2012; Pereira & Scheicher, 2018; Rowan et al., 2012; Shaffer & Harrison, 2007). Spomalením procesu senzorickej reweightingu sa predlžuje fáza posturálnej adaptácie a tým aj perióda vystavenia jedincov posturálnej instabilite a potencionálnemu zvýšeniu rizika pádu pri náhle zmenených podmienkach alebo pri kognitívne náročných požiadavkách, keď sa určitý zdroj senzorickej informácií používaný na kontrolu posturálnej stability stáva nespoľahlivým (Allison, Kiemel, & Jeka, 2006; Doumas & Krampe 2010; Jeka et al., 2006; Peterka & Loughlin, 2004). Na druhej strane, ak je k dispozícii dostatočne dlhý adaptačný čas a vplyv environmentálnych stimulov sa zvyšuje postupne, je proces senzorickej reweightingu zdravých aj náchylných starších dospelých k pádu efektívny (Allison, Kiemel, & Jeka, 2006; Jeka et al. 2006). Malo by sa však poznamenať, že situácie v skutočnom svete, v ktorých majú starší ľudia tendenciu strácať rovnováhu, sa vo všeobecnosti vyznačujú dynamickými a náročnejšími senzorickej

stimulmi, ako je rušná ulica alebo náhle sa objavujúci nerovný povrch. V takýchto prípadoch môže predĺžená nestabilita spojená s posturálnou adaptáciou na zmenené senzorické prostredie zvýšiť riziko pádu (Pasma et al., 2015).

Výsledky mnohých doterajších štúdií (Cenciarini & Peterka 2006; Maurer, Mergner, & Peterka, 2006; Nashner & Berthoz, 1978; Peterka, 2002; van der Kooij & de Vlugt 2007) skúmali senzorickú reintegráciu ako dôležitý faktor vplývajúci na posturálnu stabilitu jedinca v bipedálnom stoji pri zmene či vylúčení jednotlivých senzorických inputov. Je už ale menej známe o časovo dynamickom reweightingu pri náhlej zmene senzorického prostredia (Assländer & Peterka, 2014; Honeine & Schieppati 2014). Rýchlosť dynamického reweightingu, napr. pri chôdzi na bežecskom páse a následnom prechode do prirodzenej chôdze či stoja, je dôležitý faktor vplývajúci na posturálnu stabilitu a následné riziko pádu. Napríklad pri chôdzi za prirodzených podmienok je kongruencia senzorických informácií z vizuálneho, zrakového aj vestibulárneho systému. Zatiaľ čo pri chôdzi na bežecskom páse dochádza k disharmónii informácií z vizuálneho systému voči inputom z vestibulárneho a propioceptívneho systému. Následne po zostúpení z bežecského pása je potrebný senzorický reweighting v dôsledku zmeny informácií zo senzorických systémov. Proces reweightingu je v dôsledku inkongruencií jednotlivých inputov menej efektívnejší oproti prirodzenej chôdzi s kongruentnými stimulmi (Laurienti, Burdette, Maldjian, & Wallace, 2006; Peiffer, Mozolic, Hugenschmidt, & Laurienti, 2007; Poliakoff, Ashworth, Lowe, & Spence, 2006).

2.6 Testovanie posturálnej stability

Ako už bolo vyššie zmienené, na posturálnej kontrole sa podieľa viacero systémov umožňujúcich udržiavanie posturálnej stability za rôznych podmienok. Napriek komplexnosti a zložitosti daného procesu je možné je dôležité otestovať jednotlivé systémy. Vyradenie či obmedzenie konkrétneho systému vedie k špecifickým prejavom poruchy rovnováhy. Napríklad u jedinca s poruchou príjmu a spracovania informácií z vestibulárneho systému je prítomné vyššie riziko pádu v tme na nestabilnom povrchu (Kolářová, 2012). Hlavnou výzvou pri prevencii pádov je identifikácia jedincov so zvýšeným rizikom pádu. V súčasnosti je niekoľko metód, ktoré sa využívajú k hodnoteniu anticipačných, kompenzačných mechanizmov či limitov stability (Tamburini et al., 2018).

2.6.1 Klinické testovanie

Najjednoduchšou možnosťou testovania posturálnej stability je prostredníctvom vizuálneho hodnotenia postavenia jednotlivých segmentov jedinca za statických a dynamických podmienok. Medzi statické testovanie spadá stoj a jeho rôzne modifikácie, ako napr. bipedálny stoj so zavretými očami, na molitanovej podložke, či stoj na jednej dolnej končatine. Hodnotí sa najmä celková postúra, šírka opornej bázy, smer a veľkosť titubácií. Pri dynamickom testovaní sa využívajú modifikácie chôdze, ako napr. chôdza po päťach, po špičkách, po molitane, so zúženou bázou. Pri testovaní sa zohľadňuje rýchlosť, rytmus chôdze, frekvencia a dĺžka kroku, súhyby horných končatín a i. (Opavský, 2005; Véle, 2006). Ďalšiu kategóriu tvoria funkčné testy s vysokou reliabilitou a validitou pre hodnotenie rizika pádu vo vzťahu k bežným denným činnostiam. Výhodou týchto testov je ich relatívne jednoduché a rýchle prevedenie s minimálnou potrebou pomôcok.

Functional Reach Test umožňuje zhodnotiť limity stability jedinca, teda maximálnu vzdialenosť ktorú je schopný dosiahnuť koncom tretieho prsta extendovanej hornej končatiny v anteriórnom smere bez toho, aby stratil pôvodný kontakt s podložkou. Daný test umožňuje zhodnotiť riziko pádu v závislosti na pohlaví a veku. Dosiahnutie menšej vzdialenosti ako 5 cm predstavuje výrazne zvýšené riziko pádu (Duncan, Winer, Chandler, & Studenski, 1990). Alternatívou tohto testu je *Multidirectional Reach Test*, ktorý umožňuje meranie limitov stability vo všetkých smeroch (Newton, 2001).

Timed Up and Go Test slúži k hodnoteniu rovnováhy a mobility daného jedinca. Využíva objektívne meranie času potrebného k vykonaniu testu, pri ktorom musí testujúca osoba vstať zo stoličky, obísť kužeľ vzdialený 3 metre a opäť sa posadiť. U osôb s výsledným priemerným časom vyšším ako 13,5 sekúnd je zvýšené riziko pádu (Shumway-Cook, Brauer, & Woollacott, 2000).

Berg Balance Scale (Bergova balančná škála) je komplexné testovanie pozostávajúce zo 14 funkčných úloh – sed, stoj, prechod zo sedu do stoja a naopak, funkčná skúška dosahu anteriórnym smerom, otočenie, zdvihnutie predmetu zo zeme (Berg, Maki, Williams, Holliday, & Wood-Dauphinee, 1992). Každá úloha je hodnotená v rozsahu 0 až 4 body, kde štyri body predstavujú prevedenie testovanej úlohy bez problému. Maximálny počet dosiahnutých bodov je 56. U osôb s dosiahnutím menej ako 40 bodov je 100 % pravdepodobnosť výskytu pádu v budúcnosti (Shumway-Cook, Baldwin, Polissar, & Gruber, 1997).

Clinical Test for Sensory Interaction in Balance (CTSIB) umožňuje posúdiť schopnosť udržať stabilitu počas šiestich rôznych senzorických podmienok s eliminovanými

alebo pozmenenými senzorickými vstupmi z propioceptívneho, vizuálneho a vestibulárneho systému. Pri hodnotení sa posudzuje, či je jedinec schopný podstúpiť všetkých šesť testov po dobu aspoň 30 s, bez výskytu pádu. Podľa výsledkov sa dá zhodnotiť, ktorý senzorický systém je insuficientný a do akej miery je jedinec schopný kompenzovať daný stav.

Balance evaluation test (BESTest) predstavuje systémový test zahrňujúci hodnotenie všetkých aspektov posturálnej kontroly. Ako jediný z klinických testov zahrňuje aj vyšetrenie posturálnej reaktivity na externý podnet (Mancini & Horak, 2010). Pozostáva z 36 úloh v šiestich podskupinách, ktoré vychádzajú z vyššie uvedených škál (TUG, Berg Balance Scale, Functional Reach Test, CTSIB).

Medzi ďalšie funkčné testy patrí *Falls Efficiency Scale*, *Short Physical Performance Battery*, *Sit to Stand Test* a i. (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015; Shumway-Cook & Woollacott, 2001). Výhodou daných testov je ich prevedenie bez potreby špecifických zariadení. Neumožňujú ale detailnejšiu analýzu pohybu, k čomu slúži vyšetrenie pomocou testovacích prístrojov.

2.6.2 Prístrojové testovanie

Prístrojové vyšetrenie umožňuje objektívne hodnotenie posturálnej stability s vyššou senzitivitou v porovnaní s funkčným klinickým testovaním (Mancini & Horak, 2010). Nevýhodou je pomerne vysoká cena požadovaných prístrojov a náročnejšie časové a priestorové podmienky prevedenia testovania. Využívajú sa kinetické metódy, analyzujúce pôsobenie síl, kinematické metódy zaoberajúce sa časopriestorovou charakteristikou pohybu a metódy hodnotiace neurálne mechanizmy, ako je napr. elektromyografia či funkčná magnetická rezonancia. Kinetické a kinematické metódy umožňujú kvantifikovať veľkosť posturálnych výchýliek testujúceho jedinca za meniacich sa vonkajších a vnútorných podmienok prostredia a ich vplyv na následný pohybový prejav. Neurálne metódy snímajúce neurálnu aktivitu objasňujú, ktoré oblasti a mechanizmy na úrovni NS súvisia s dysfunkciou posturálnej kontroly (Kolářová, 2012).

Posturografia spadá medzi kinetickú analýzu hodnotiacu pohyb z hľadiska síl, ktoré ho vyvolávajú. K meraniu sa využívajú rovinné silové plošiny (s tlakovými alebo piezoelektrickými senzormi). Tlakové plošiny (napr. Footscan, Emed) merajú tlaky z jednotlivých senzorov dosky, z ktorých sa vypočíta stred tlakového pôsobenia na podložku (*Centre of Pressure* – COP). Výsledkom je trajektória pohybu COP (Kutílek, 2012). Silové plošiny (napr. AMTI, Kistler) umožňujú merať vektor reakčnej sily podložky, ktorá pôsobí

na testujúceho jedinca. Pozostáva z vertikálnej, anteroposteriórnej a mediolaterálnej komponenty. Pôsobisko danej reakčnej sily podložky predstavuje COP (Caldwell, Robertson, & Whittlesey, 2004). Amplitúda, frekvencia, rýchlosť a smer výchylek COP, trajektória pohybu COP patria medzi najčastejšie parametre využívané pri hodnotení posturálnej stability (Kolářová, 2012).

Posturografia sa využíva k objektivizácii porúch stability za statických ale aj dynamických podmienok k sledovaniu vývoja poruchy stability či vplyvu terapie (Čakrt, 2012). Statická posturografia umožňuje hodnotenie posturálnych výchylek tela počas pokojného stoja na pevnej stabilometrickej plošine. Úlohou testovanej osoby je stáť po zvolenú dobu v pokojnom stoji. Testovanie môže prebiehať za rôznych vizuálnych podmienok, na podložkách odlišných vlastností, s rozdielne veľkými opornými bázami, či s využitím kognitívnej alebo manuálnej úlohy (Bizovská et al., 2017). Tieto rôzne podmienky umožňujú prispôbiť senzitivitu testovania pre konkrétnu cieľovú skupinu. Dynamická posturografia analyzuje automatické balančné reakcie napr. na posuvnej plošine (Cornilleau-Pérès et al., 2005; Pizzigalli, Micheletti, Mulasso, & Rainoldi, 2016). Najčastejšie používanou je počítačová dynamická posturografia (napr. Neurocom, Vertigomed, Balance Master).

Vo vzťahu k povahe úlohy je možné rozlíšiť testovanie proaktívnej (anticipačnej) a reaktívnej (kompenzačnej) posturálnej stability. Testovanie prebieha väčšinou v kľudnom bipedálnom stoji, ktorý je relevantným modelom pre hodnotenie funkcie senzomotorickej integrácie (Henry & Baudry, 2019). Reaktívna posturálna stabilita sa uplatňuje najmä pri dynamickej posturografii, kde po neočakávanej zmene vonkajšieho prostredia umožňuje jedincovi na základe biofeedbacku prostredníctvom multisenzorickej integrácie reagovať tak, aby bol schopný zachovať posturálnu stabilitu. Proaktívna posturálna stabilizácia využíva cielené a vedomé manipulovanie ťažiskom, polohou COP alebo náklonom kontaktnej plochy prístroja testovanou osobou tak, aby za vizuálnej spätnej väzby splnila určitú úlohu (Bizovská, et al., 2017). Najznámejší je test limitov stability. V bipedálnom stoji sa jedná o maximálne vzdialenosti nakláňania tela jedinca rôznymi smermi bez straty stability, teda bez vychýlenia COM mimo opornej bázy a bez jej následnej zmeny. Zhoršenie limitov stability súvisí u jedincov s poruchou mobility a s nesprávnou senzomotorickou integráciou (Colné, Frelut, Pérès, & Thoumie, 2008; Horak, 2006; Mancini & Horak, 2010).

2.7 Metódy vyhodnocovania základného signálu

Posturálnu stabilitu je možné hodnotiť prostredníctvom lineárnych aj nelineárnych charakteristík (Anderson, & Button, 2017; Kirshenbaum, Riach & Starkes, 2001). Variabilita pohybu COP je charakterizovaná niekoľkými lineárnymi parametrami, ako je napr. smerodajná odchýlka či priemerná rýchlosť (Kerr & Eng, 2002; Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005; Romero & Stelmach, 2003; Speers, Paloski, & Kuo, 1998). V poslednom čase sa však do popredia dostávajú nelineárne metódy vyhodnocovania posturálnej stability. Nelineárne parametre slúžia k popísaniu komplexnosti, variability prevedenej činnosti. Umožňujú charakteristiku dynamiky skúmaného systému v závislosti na čase a tým aj istým spôsobom vnútornú štruktúru skúmaných dát (Harbourne & Stergiou, 2009). Vstupnými dátami pre výpočet sú dáta získané z priebehu signálu v čase, teda časovej rady. Špeciálnym prípadom nelineárnej charakteristiky je entropia. Pojem entropia pôvodne pochádza z fyzikálnej oblasti, termodynamiky. Vyjadruje mieru neusporiadanosti systému, kde popisuje rozloženie energie v danom systéme. V zjednodušenej podobe vyjadruje mieru usporiadanosti či chaosu systému. Z biomechanického hľadiska sa entropia využíva k hodnoteniu komplexnosti systému. Kvantifikuje pravidelnosť a usporiadanosť časových radov (Ahmadi, Sepehri, Wu, & Szturm, 2018; Ihlen, Weiss, Bourke, Helbostad, & Hausdorff, 2016).

Analýza prostredníctvom entropie je v porovnaní s klasickými lineárnymi parametrami senzitívnejšia (Hansen et al., 2017). Lineárne metódy totižto nedokážu zhodnotiť časovú závislosť variability COP (Collins & De Luca, 1993; Newell, Slobounov, Slobounova, & Molenaar, 1997). Nelineárne metódy umožňujú zhodnotiť štruktúru časových radov prostredníctvom usporiadania či predvídateľnosti ich hodnôt. V prípade pravidelnosti a predvídateľnosti signálu je entropia nízka a systém je menej komplexný. Neusporiadanejšie a nepredvídateľnejšie rady sú viac komplexnejšie a miera entropie je vysoká (Cavanaugh, Guskiewicz, & Stergiou, 2005; Sabatini, 2000; Soames & Atha 1982; Stergiou, Buzzi, Kurz, & Heidel, 2004). Jednou z prvých využívaných entropií je *approximate entropy* (ApEn). Pre výpočet ApEn sú potrebné tri parametre – vzdialenosť medzi bodmi časovej rady (m), rádius (okruh) podobnosti (r), počet dát (N) časovej rady (Pincus, 1991; Pincus, 1995). Matematicky sa jej hodnota rovná zápornému prirodzenému logaritmu podmienenej pravdepodobnosti, kde dve po sebe nasledujúce sekvencie (m), ktoré sú navzájom podobné, zostanú podobné aj po pridaní ďalšieho nasledujúceho bodu časovej rady. Podobnosť v danom prípade znamená, že hodnota vzdialenosti je menej ako r (Costa, Peng, Goldberger, & Hausdorff, 2003). V biomechanike sa viac používa *sample entropy*, ktorá je definovaná

rovnako ako ApEn, avšak nezahŕňa porovnávanie tých istých dát navzájom (Raffalt, McCamley, Denton, & Yentes, 2018; Richman & Moorman, 2000).

Ďalšou možnosťou spracovania dát je *multiscale entropy* (MSE), ktorá kvantifikuje komplexnosť systému na viacerých škálach časovej rady (Costa, Goldberger, & Peng, 2002; Li, Li, Liang, Voss, & Sleigh, 2010; Wu, Wu, Lin, Lee, & Peng, 2014). Základom je priemerovanie v čase po sebe nasledujúcich bodov. Prvá škála časovej rady použitá pre výpočet je totožná s pôvodnou časovou radou. Druhá škála zahŕňa spriemerované dva po sebe nasledujúce dátové body v intervaloch, ktoré sa neprekrývajú. Vzniká tak nová časová rada s polovičným počtom dátových bodov. V tretej škále je časová rada tvorená bodmi, ktoré odpovedajú priemerom z troch nasledujúcich dátových bodov. Každá takto novovytvorená časová rada má dopočítanú *sample entropy*. Zvyčajne sa používa 6–15 škál. Integráciou je možné dopočítať index komplexnosti, „complexity index“ (Bizovská et al., 2017).

U zdravého jedinca môžu prítomné oscilácie pri analýze posturálnej stability odzrkadľovať prirodzené biologické rytmy (Cavanaugh, Guskiewicz, & Stergiou, 2005). Variabilita prevedenia pohybu je často považovaná za náhodné zlyhanie a teda že sa u zdravého systému vyskytuje minimálne. Variabilitu ale nie je možné považovať v každom prípade za zlyhanie. V niektorých prípadoch predstavuje nevyhnutnú podmienku, ktorá umožňuje rýchlu adaptáciu na zmeny prostredia (Busa & van Emmerik, 2016; Harbourne & Stergiou, 2009). Dôležité je rozlíšenie optimálnej rovnováhy medzi príliš nízkou variabilitou až rigiditou a príliš vysokou variabilitou, ktoré vedú k nestabilnému systému (Stergiou, Harbourne, & Cavanaugh, 2006).

2.8 Vplyv involúcie na posturálnu stabilitu

Udržanie posturálnej stability je základnou podmienkou pre vykonanie všetkých bežných denných činností (Alexander, 1994). Posturálna kontrola je u starších jedincov ovplyvnená niekoľkými faktormi sprevádzanými postupnými involučnými zmenami (viď kapitola 2.1). Starší jedinci reagujú s dlhšou dobou latencie na zmeny v porovnaní s mladšími jedincami (Horak, Shupert, & Mirka, 1989; Tsai et al., 2014; Woollacott et al., 1988). Zároveň majú starší jedinci problémy so senzorickým reweightingom. Samotný proces senzorického reweightingu je nepoškodený avšak bola zaznamenaná znížená schopnosť starších jedincov adaptovať sa na zmeny vonkajšieho prostredia (Horak, Shupert, & Mirka, 1989; Mansfield and Maki, 2009) a určité zmeny v uprednostňovaní jednotlivých senzorických

systémov medzi staršími a mladšími jedincami (Allison et al., 2006; Jeka et al., 2006). So starnutím sa zvyrazňuje vplyv zrakovej kontroly na posturálnu stabilitu oproti senzorickým informáciám z vestibulárneho a propioceptívneho systému (Pyykkö et al., 1988; Shumway-Cook & Woollacott, 2001; Vařeka, 2002b). Iní autori (Horak, Shupert, & Mirka, 1989; Pasma et al., 2015) zas vyzdvihujú váhu propioceptívneho systému, čo odôvodňujú výraznejším ovplyvnením vestibulárneho a vizuálneho systému involučnými zmenami v porovnaní s propioceptívnym systémom.

V štúdií Cohen, Heaton, Congon a Jenkins (1996) sa zamerali na schopnosti posturálnej kontroly v závislosti na veku medzi mladými jedincami (18 – 44 rokov), jedincami v strednom veku (45 – 69 rokov) a staršími jedincami (70 – 89 rokov). Pri posturálne nenáročných situáciách (stoj na pevnej podložke s otvorenými alebo zatvorenými očami) neboli zaznamenané významné rozdiely posturálnej stability medzi jednotlivými vekovými skupinami. U zdravých starších jedincov boli zaznamenané zvýšené výchylky až počas posturálne náročnejších situáciách. Pri vylúčení len jedného senzorického systému (vizuálneho, somatosenzorického alebo vestibulárneho) bola teda posturálna odpoveď stabilná, za predpokladu schopnosti kontrolného systému kompenzovať redukciu prijímaných informácií z určitého systému. Avšak pri náročnejších obmedzeniach zahrňujúcich ovplyvnenie viacerých senzorických systémov sa preukázali zvýšené výchylky u zdravých starších jedincov. Alcock, O'Brien a Vanicek (2018) zaznamenali vo svojej štúdií zaoberajúcej sa posturálnou stabilitou starších žien najväčšiu koreláciu rastúceho veku s využitím somatosenzorického feedbacku v porovnaní s inými senzorickými systémami. Celkovo sa preukázalo nižšie využitie vestibulárneho systému v porovnaní so somatosenzorickým systémom. Z uvedeného vyplýva, že aj keď je vestibulárny systém ovplyvnený postupnými zmenami súvisiacimi s rastúcim vekom, môže dôjsť vďaka adekvátnym informáciám zo somatosenzorického a vizuálneho systému ku kompenzácii zníženej funkcie vestibulárneho systému a zabezpečiť tak dostatočnú posturálnu stabilitu starších jedincov. Tang a Woollacott (2004) tiež potvrdzujú vyradenie zrakového a somatosenzorického vstupu za najnáročnejšiu situáciu pre udržanie posturálnej stability, kedy informácie pre posturálnu kontrolu poskytuje najmä vestibulárny systém. Dané kompenzačné schopnosti posturálneho kontrolného systému boli zistené aj v štúdiách, v ktorých ale vizuálny systém zohrával dôležitú funkciu pri udržiavaní rovnováhy a kompenzácii zníženej schopnosti iného senzorického systému (Nashner & Berthoz, 1978; Whipple, Wolfson, Derby, Singh, & Tobin, 1993). Nepresné alebo vylúčené vizuálne informácie vedú k zvýšeniu posturálnych výchyliek.. V súvislosti so zhoršovaním funkcie

vizuálneho systému s rastúcim vekom sú pravidelné očné kontroly a korekcia zraku nevyhnutnou súčasťou opatrení vedúcich k zabezpečeniu adekvátnych vizuálnych informácií, najmä pri náročnejších podmienkach pre posturálnu stabilitu. Jeka, Allison a Kiemel (2010) vo svojej štúdii porovnávali vplyv virtuálnych vizuálnych oscilácií v antero-posteriórnom smere na posturálnu stabilitu mladých, zdravých starších jedincov a starších jedincov s vyšším rizikom pádu. Výsledky danej štúdie preukázali zvýšenie váhy vizuálneho systému pre proces posturálnej kontroly u starších jedincov v porovnaní s mladšími jedincami, ako aj vyššiu váhu vizuálnych informácií u starších jedincov s rizikom pádu v porovnaní so zdravými staršími jedincami. Významnosť vizuálneho systému pri udržiavaní posturálnej stability sa tak zvyšuje s rastúcim vekom.

Pri posturálne menej náročných situáciách prevláda najmä členková stratégia pre udržanie posturálnej stability bez závislosti na veku. Pri nepresných somatosenzorických informáciách však najmä u zdravých starších jedincov narastá význam stratégie bederného kĺbu pri kompenzovaní posturálnych výchylek. Prispieva k tomu aj znížená svalová sila a mobilita v oblasti členkového kĺbu vyskytujúca sa u jedincov v staršom veku (Svoboda et al., 2019; Vandervoort & McComas, 1986) a následne sú aj pri lokomícii prenesené kompenzačné procesy proximálne (Alcock, Vanicek, & O'Brien, 2013; DeVita & Hortobagyi, 2000; Judge, Davis, & Ounpuu, 1996; Lewis & Ferris, 2008). Viaceré štúdie preukázali pozitívny efekt pravidelnej chôdze na posturálnu stabilitu jedinca s následným priaznivým dopadom na funkčnú samostatnosť a kvalitu života jedinca (Pereira & Scheicher, 2020; Pirouzi, et al., 2014).

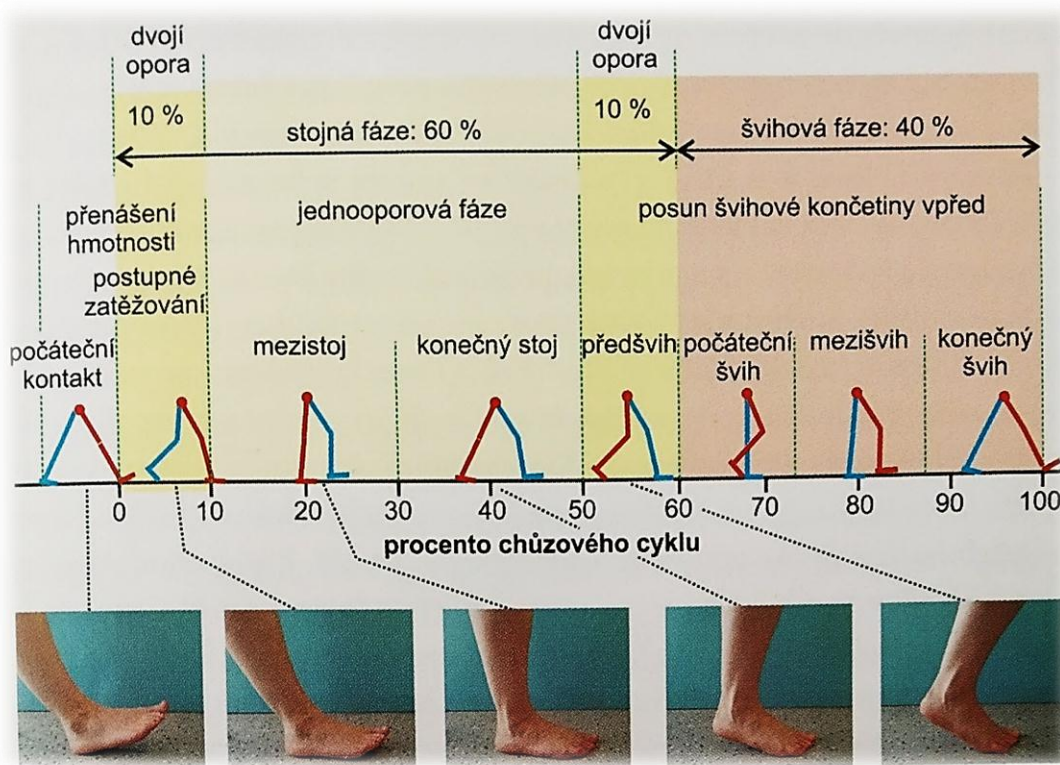
2.9 Chôdzový cyklus a involúcia

Chôdza predstavuje jednu z hlavných lokomočných aktivít. Ide o pohyb sprevádzaný striedaním opory o dolné končatiny, pričom je vždy aspoň jedno chodidlo v kontakte s podložkou (Trew & Everett, 1997). Tento pohybový stereotyp je charakteristický pre každého jedinca. Jeho prevedenie závisí od zdravotného stavu, vonkajších podmienok, či biomechanických parametrov tela (Gúth, 2004). Každý chôdzový cyklus pozostáva zo stojnej a švihovej fázy (Gage, 1991). Rose a Gamble (2006) uvádza, že stojná fáza predstavuje 60 % a švihová fáza 40 % krokového cyklu.

Počas stojnej fázy (*stance phase*) je chodidlo v kontakte s podložkou. Rozdeľuje sa na fázu počiatočného kontaktu (*initial contact*, 0 %), postupného zaťažovania (*loading response*,

0–10 %), medzistoja (*midstance*, 10–30 %), konečného stoja (*terminal stance*, 30–50 %) a predšvihu (*preswing*, 50–60 %).

Švihová fáza (*swing phase*) je časť chôdzového cyklu, počas ktorého je chodidlo v bezoporovej fáze. Je zložená z počiatocného švihu (*inital swing*, 60–73 %), medzišvihu (*midswing*, 73–87 %) a konečného švihu (*terminal swing*, 87–100 %), vid' obrázok 3 (Perry, 1992; Perry & Burnfield, 2010; Rose & Gamble, 2006).



Obrázok 3. Fázy krokového cyklu (Neumannová, Janura, Kováčiková, Svoboda, & Jakubec, 2015)

Stereotyp chôdze sa s vekom postupne mení. Dochádza k zníženiu preferovanej rýchlosti chôdze, teda jedincom zvolenej komfortnej rýchlosti chôdze, ktorá predstavuje jeden z možných faktorov ovplyvňujúcich funkčnú samostatnosť staršieho jedinca (Malatesta, Canepa, & Menendez, 2017; Middleton, Fritz, & Lusardi, 2015). Postupne sa predlžuje odrazová a skracuje švihová fáza kroku. Týmto mechanizmom je na úkor rýchlosti zabezpečená posturálna stabilita. Skracuje sa aj celková dĺžka a frekvencia kroku, znižuje sa anteriórny posun panvy a plantárna flexia, čo súvisí so znížením mechanickej energie generovanej pri odrazovej fáze kroku (Franz, 2016; Maringold & Patla, 2008; Menz, Lord, & Fitzpatrick,

2003). Tieto zmeny sú zvýraznené najmä pri chôdzi po nepravidelnom povrchu, nemusia však byť prítomné u všetkých starších jedincov (Kalvach et al., 2004; Maringold & Patla, 2008; Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003). U starších jedincov sú prítomné zvýšené výchylky v latero-laterálnom smere počas chôdze (Kaya et al., 1998; Lee and Chou, 2006). Laterálne výchylky trupu boli popísané ako kompenzačný mechanizmus pre svalovú slabosť abduktorov bederného kĺbu. Pohyb trupu laterálnym smerom voči stojnej nohe udržiava ťažisko tela nad centrom bederného kĺbu, podporujúc tak stoj na jednej dolnej končatine pri zníženej svalovej sily abduktorov (Perry, 1992).

Proces starnutia je sprevádzaný zhoršením posturálnej kontroly a dynamickej stability (Coelho, Fernandes, Santos, Paúl, & Fernandes, 2016). Výrazným rizikovým faktorom pádu je najmä porucha posturálnej stability starších jedincov počas chôdze (Berg, Alessio, Mills, & Tong, 1997; Bruijn, Meijer, Beek, & van Dieen, 2013; Tamburini et al., 2018). Väčšina pádov sa objavuje v dôsledku nedostatočnej anticipačnej posturálnej kontroly. U starších jedincov môže znížená schopnosť adaptácie na environmentálne zmeny viesť k pádu pri nečakaných zmenách vonkajšieho prostredia (Tang & Woollacott, 1998). Toto vedie k dôležitosti zaradenia stimulácie anticipačnej posturálnej kontroly u starších jedincov s následným zlepšením rovnováhy a redukcii rizika pádu.

2.9.1 Vplyv rôznych podmienok pri chôdzi na rovnováhu

Chôdza na bežecskom páse je neustále viac využívaná pri rehabilitácii pacientov, prevažne s neurologickými diagnózami. Slúži napr. k nácviku symetrie chôdze, rytmicity, alebo šírky kroku (Frazzitta, Pezzoli, Bertotti, & Maestri, 2012; Mehrholz, Thomas, & Elsner, 2017). V porovnaní s prirodzenou chôdzou je jeho výhodou, že nevyžaduje na prevedenie cvičenia tak veľké priestory a zároveň umožňuje väčší počet krokov s možnosťou kontroly rýchlosti chôdze (Lee & Hidler, 2008). Výsledky štúdií zamerané na porovnávanie chôdze v prirodzených podmienkach a na bežecskom páse z kinematického hľadiska sú rôzne. Niektoré štúdie potvrdzujú totožnosť chôdze za daných podmienok (Parvataneni, Ploeg, Olney, & Brouwer, 2009; Riley, Paolini, Della Croce, Paylo, & Kerrigan, 2007). Zatiaľ čo iní autori prezentujú rozdiely z kinematického hľadiska (Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003; Murray, Spurr, Sepic, Gardner, & Mollinger, 1985; White et al., 1998). U mladých jedincov je kinetika a kinematika chôdze po rovine v porovnaní s chôdzou na bežecskom páse veľmi podobná. Mnohé štúdie (Alton, Baldey, Caplan, & Morrissey, 1998; Bisi et al., 2014; Buzzi et al., 2003; Terrier & Reynard, 2015; Watt et al., 2010) ale dokázali rozdielnosť stereotypu prirodzenej

chôdze a chôdze na bežeckom páse u starších jedincov (65 – 81 rokov). Pri chôdzi na bežeckom páse bola pozorovaná väčšia kadencia, menšia dĺžka kroku a zrýchlenie chôdze v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach (Watt et al., 2010). Zároveň bola zistená značne vyššia dynamická instabilita u skupiny starších jedincov v porovnaní s mladšími dospelými počas chôdze na bežeckom páse (Buzzi et al., 2003).

Chôdza na bežeckom páse nachádza svoje uplatnenie aj u skupiny starších zdravých jedincov. Pirouzi a kol. (2014) preukázal pozitívny dlhodobý efekt chôdze na bežeckom páse na posturálnu stabilitu u jedincov nad 60 rokov. Podobne aj Pereira a Scheicher (2020) sa vo svojej práci zaoberali dlhodobým efektom chôdze na bežeckom páse v rámci rehabilitačného programu na posturálnu stabilitu a funkčnú mobilitu inštitucionalizovaných starších jedincov. Výskumný súbor zahrňoval 37 probandov, 23 v intervenčnej skupine a 14 jedincov v kontrolnej skupine. Intervencia pozostávala z 20 minútovej chôdze na bežeckom páse rýchlosťou individuálne upravovanej počas jednotlivých intervencií. Program prebiehal dvakrát týždenne po dobu 10 týždňov. Kontrolná skupina bola inštruovaná v zachovávaní bežného denného režimu. Hodnotenie posturálnej rovnováhy bolo uskutočnené prostredníctvom Bergovej balančnej škály, rýchlosti chôdze a testu „Time Up and Go“. Podľa výsledkov danej štúdie má chôdza na bežeckom páse pozitívny vplyv na posturálnu rovnováhu u starších inštitucionalizovaných jedincov. Z dlhodobého hľadiska využitia chôdze na bežeckom páse boli zaznamenané pozitívne výsledky z hľadiska zvýšenia úrovne tolerancie pohybovej aktivity s dopadom na kvalitu života starších jedincov aj v štúdií Dehi a kol. (2014).

Naopak Marsh a kol. (2006) vyzdvihuje chôdzu v prirodzených podmienkach v porovnaní s chôdzou na bežeckom páse. Vo svojej štúdií porovnávali skupinu zdravých starších jedincov nad 65 rokov, 14 žien a 9 mužov, ktorí boli náhodne rozdelení na dve skupiny. Jedna skupina (11 jedincov) boli inštruovaní k pravidelnej chôdzi na bežeckom páse a druhá skupina (9 jedincov) chôdzi v prirodzených podmienkach. Výsledky danej štúdie preukázali po 18 intervenciách počas 6 týždňov lepšie výsledky u skupiny s chôdzou v prirodzených podmienkach. Priaznivejší efekt chôdze v prirodzených podmienkach bol zároveň ovplyvnený aj subjektívne pozitívnejším hodnotením chôdze v prirodzených podmienkach v porovnaní s chôdzou na bežeckom páse. Intervencie zahrňujúce chôdzu na bežeckom páse ale autori nezamietajú. Tvrdia, že akákoľvek forma chôdze je lepšia ako sedavý spôsob života. Na druhej strane ale odporúčajú skôr chôdzu v prirodzených podmienkach, nakoľko môže chôdza na bežeckom páse limitovať potencionálny benefit chôdze u starších jedincov. Zároveň na základe svojich výsledkov predpokladajú vyššiu adhérenciu starších jedincov k chôdzi

v prirodzených podmienkach v porovnaní s chôdzou na bežeckom páse (Marsh et al., 2006). K podobným výsledkom dospeli aj Chuang, Lin, Li, Chang a Hsu (2019). Vo svojej štúdií porovnávali test 6 minútovej chôdze na bežeckom páse a po chôdzi v prirodzených podmienkach u 40 zdravých starších jedincov (17 mužov a 23 žien) nad 65 rokov bývajúcich v zariadení pre seniorov. Výsledky preukázali, že pri chôdzi v prirodzených podmienkach mali jedinci schopnosť ujsť väčšiu vzdialenosť v porovnaní s chôdzou na bežeckom páse bez výrazných rozdielov výsledkov testovania posturálnej stability pomocou Bergovej balančnej škály po chôdzi v jednotlivých podmienkach.

Mnohé štúdie sa zaoberajú porovnávaním kinetických a kinematických parametrov chôdze na bežeckom páse a chôdze v prirodzených podmienkach, alebo porovnávaním ich dlhodobého efektu na posturálnu stabilitu. Nevenujú sa už ale vplyvom chôdze v jednotlivých podmienkach na následnú posturálnu stabilitu po zostúpení z bežeckého pásu. Chôdzu na bežeckom páse aj napriek zisteným podobnostiam s chôdzou v prirodzených podmienkach nie je možné úplne považovať za prirodzenú. Chôdza v jednotlivých podmienkach sa okrem určitých kinematických parametrov líši aj informáciami získaných prostredníctvom proprioceptívnej a vizuálnej aferencie (Terrier & Dériaz, 2011). Podľa štúdií Lee a Hidler (2008) a Regnaud, Roberston, Smail, Daniel a Bussel (2006) sa predpokladá, že zmeny zaznamenané pri chôdzi na chodiacom páse, v porovnaní s prirodzenou chôdzou, môžu vyplývať najmä z odlišnej optickej aferencie. Nedochádza totižto k pohybu zrakového poľa, ktoré zohráva významnú úlohu v regulácii rovnováhy (Bruggeman, Zosh, & Warren, 2007). Rozdielny tok optických informácií („optic flow“) môže ovplyvniť stratégie kontroly lokomócie a viesť tak k zmene rovnováhy a stability, či zmene vnímania kde sa jedinec na bežeckom páse nachádza a akou rýchlosťou sa pohybuje (Derave, Tombeux, Cottyn, Pannier, & De Clercq, 2002). Počas chôdze na bežeckom páse je teda narušená senzorická súhra vyžadujúca adaptáciu na disharmóniu jednotlivých senzorických informácií prostredníctvom senzorického reweightingu.

Vplyvom chôdze po bežeckom páse na následnú posturálnu stabilitu zaznamenali vo svojich štúdiách Hashiba (1998) a Zanetti a Schieppati (2007), kde výskumný súbor tvorili mladí jedinci. Na základe výsledkov považujú vizuálny systém za veľmi dôležitý faktor pri posturálnej stabilite po lokomócií na bežeckom páse. Počas chôdze na bežeckom páse je potrebný reweighting senzorických informácií pri inkongruencii stacionárnych informácií z vizuálneho systému s proprioceptívnym a vestibulárnym systémom. Pri chôdzi na bežeckom páse sa tak objavuje senzorický konflikt vyžadujúci senzorický reweighting, ktorý trvá nejaký

čas, počas ktorého môže byť zhoršená posturálna stabilita jedinca (Derave, 2002). Zostúpenie z bežeckého pása predstavuje významný prechod z prostredia so zmenenými senzorickými informáciami späť do prirodzeného senzorického prostredia. Táto disharmónia jednotlivých senzorických informácií si vyžaduje readaptáciu na nové senzorické podmienky pomocou reweightingu multisenzorickej integrácie (Peterka, 2002). Nakoľko je u starších jedincov spomalený proces senzorického reweightingu, predpokladá sa predĺžená re-adaptačná fáza po zostúpení z bežeckého pása so zvýšeným rizikom pádu.

3 CIELE PRÁCE A VÝSKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Hlavný cieľ

Hlavným cieľom diplomovej práce je zhodnotiť a porovnať vplyv prirodzenej chôdze a chôdze na bežecskom páse na následnú posturálnu stabilitu u zdravých jedincov nad 60 rokov.

3.2 Čiastkové ciele

1. Zhodnotiť a porovnať zmenu klúdovej statickej posturálnej stability u zdravých jedincov nad 60 rokov po chôdzi za prirodzených podmienok a po chôdzi na bežecskom páse prostredníctvom lineárnej analýzy.
2. Zhodnotiť a porovnať zmenu klúdovej statickej posturálnej stability u zdravých jedincov nad 60 rokov po chôdzi za prirodzených podmienok a po chôdzi na bežecskom páse prostredníctvom nelineárnej analýzy.

3.3 Výskumné otázky

V_1 : Ako sa mení statická posturálna stabilita po chôdzi za prirodzených podmienok a po chôdzi na bežecskom páse?

4 METODIKA VÝSKUMU

Diplomová práca bola spracovaná v návaznosti na postdoktorantský projekt v rámci Support of Academic mobility at Palacky University Olmouc s názvom „Vplyv chôdze v rôznych podmienkach na posturálnu stabilitu“. Projekt prebiehal pod vedením Mgr. Zuzany Hirjakovej, PhD. na Katedre prírodných vied v kinantropológii Fakulty telesnej kultúry Univerzity Palackého v Olomouci. Návrh projektu bol dňa 21. 12. 2018 schválený Etickou komisiou FTK UP v Olomouci pod jednacím číslom 76/ 2018 (viď Príloha 2).

4.1 Charakteristika výskumného súboru

Do štúdie bolo zaradených 19 probandov seniorského veku (5 mužov a 14 žien) s priemerným vekom $68,2 \pm 6,4$ rokov, výškou $168,6 \pm 10,7$ cm a hmotnosťou $75,3 \pm 15,7$ kg. Jedinci boli oslovení v rámci výučby na Univerzite tretieho veku Univerzity Palackého v Olomouci. Podmienky pre prijatie do výskumu zahrňovali vek nad 60 rokov, schopnosť samostatného stoja a chôdze bez pomoci a opory. Medzi exkluzívne kritéria spadali neurologické, vstibulárne, ortopedické a muskuloskeletálne choroby, akútne bolesti pohybového systému, operačný zákrok alebo úraz v posledných 6 mesiacoch.

4.2 Technické zariadenie použité pri meraní

Pre chôdzu v „neprirodzených“ podmienkach bol vyžítý bežecký pás (Kettler Track Performance, Inc. Virginia Beach, VA). Pri chôdzi sa priebežne kontrolovala tepová frekvencia probanda pomocou sporttester (Polar Wind, Polar Electro Inc., NY, USA). Parametre posturálnej stability boli merané pomocou dvoch silových plošín AMTI OR6-5 (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA, frekvencia snímania 200 Hz) a prostredníctvom signálov z dvoch akcelerometrov Tringo Wireless Systems (Delsys Inc., Natick, MA, USA), umiestnených v oblasti 5. lumbálneho stavca a na sterne, ktorých výsledky boli využité v rámci inej štúdie. Pri podmienke obmedzenia propioceptívnej aferentácie bola využitá mäkká podložka (Airex Balance Pad, Airex AG, Sins, Švajčiarsko) s rozmermi cca 50 x 41 x 6 cm.

4.3 Priebeh merania

Meranie bolo uskutočnené v priestoroch Katedry prírodných vied v kinantropológii Fakulty telesnej kultúry UPOL za adekvátnych podmienok prostredia a bez rušivých vplyvov počas merania. Každý proband bol oboznámený s priebehom a cieľom merania a pred testovaním svojím podpisom vyjadril súhlas s účasťou vo výskume (viď Príloha 3). Pred samostatným zahájením merania bola odobraná anamnéza so zameraním najmä na exkluzívne a inkluzívne kritéria daného výskumu, vrátane informácie o predchádzajúcej skúsenosti s bežeckým pásom. Po odobraní anamnézy prebehla familiarizácia probanda s chôdzou na bežeckom páse rýchlosťou 3 km/hod po dobu 6 minút v športovej pevnej obuvi a pohodlnom oblečení, s následným 15 minútovým oddychom v sede. Po familiarizácii bol pacientovi pripevnený sporttester na hrudník pre priebežné zaznamenávanie tepovej frekvencie a dva akcelerometre (jeden na oblasť sternu, druhý na procesus spinosus L5). Následne prebehla prvá fáza merania, ktorá zahrňovala meranie posturálnej stability pred a po chôdzi na bežeckom páse po dobu 6 minút rýchlosťou 3 km/hod. Pri chôdzi na bežeckom páse sa mal proband pozeráť pred seba bez istenia sa o držadlá. Meranie prebehlo s čo najmenšou časovou latenciou od chôdze, nakoľko bol bežecký pás umiestnený v bezprostrednej blízkosti meracích plošín. Po 15 minútovom odpočinku probanda v sede sa prešlo k druhej fáze, ktorá pozostávala z merania posturálnej stability pred a po chôdzi po chodbe rýchlosťou 3 km/hod po dobu 6 minút (viď Príloha 4a). Asistent kontroloval pomocou stopiek rýchlosť chôdze probanda, ktorý mal prejsť úsek chodby dlhý 12 metrov za 14,4 sekúnd. V prípade nutnosti korigoval rýchlosť chôdze probanda. Chôdza bola ukončená v rovnakej vzdialenosti od silových plošín ako bol uložený bežecký pás.

Parametre posturálnej stability stoja boli sledované po dobu 50 sekúnd v kludnom bipedálnom stoji bez obuvi, na šírku panve, s hornými končatinami voľne pozdĺž tela v situáciách :

1. Stoj na pevnej podložke s otvorenými očami (OTV)
2. Stoj na pevnej podložke so zatvorenými očami (ZAT)
3. Stoj na molitanovej podložke s otvorenými očami (MOT)
4. Stoj na molitanovej podložke so zatvorenými očami (MZA)

Pri meraní s otvorenými očami bol proband inštruovaný, aby sa pozeral na značku v tvare štvorca (s parametrami 10 x 10 cm) lokalizovanej na stene vo vzdialenosti 2 m v úrovni očí.

Medzi meraniami v jednotlivých situáciách boli minimálne časové prestoje, potrebné na kalibráciu plošiny pred každým meraním a pridanie či odobranie molitanovej podložky. Celkovo sa teda každý proband zúčastnil merania v 16 situáciách za prítomnosti dvoch asistentov. Jeden inštruoval pacienta počas priebehu merania a stál v blízkosti pre prípad, že by hrozilo nebezpečie pádu probanda, druhý asistent obsluhoval zariadenia.

4.4 Štatistické spracovanie dát

Zo softwaru ku stabilometrickým plošinám boli vyexportované údaje o polohe COP v čase, ktoré boli najskôr prefiltrované obojsmerným Butterworthovým filtrom 4. rádu s dolnofrekvenčnou priepustnosťou s hraničnou frekvenciou 10 Hz. Následne boli z filtrovaných dát dopočítané smerodajné odchýlky polohy COP v ML a v AP smere, priemerná rýchlosť COP v daných smeroch, celková rýchlosť a sample entropy v ML a AP smere. Tieto výpočty boli uskutočnené prostredníctvom softwaru Matlab (R2017b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA).

Štatistická analýza bola vykonaná v prostredí softwaru Statistica 12 (Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Za štatisticky významné boli považované rozdiely na hladine štatistickej významnosti $\alpha = 0,05$. Pomocou Shapiro-Wilkova testu bola overená normalita skúmaných dát. Keďže normalita nebola potvrdená pre všetky premenné, následne bola použitá Friedmanova analýza rozptylu. Pre zistenie konkrétnych rozdielov medzi testovacími podmienkami bol vykonaný Wilcoxonov párový posthoc test. Vyhodnocovanie výsledkov z hľadiska vecnej významnosti bolo uskutočnené prostredníctvom korelačného koeficientu r . Hodnoty $0.1 \leq r < 0.3$ boli považované za malý efekt, $0.3 \leq r < 0.5$ za stredný efekt a $r \geq 0.5$ za veľký efekt.

5 VÝSLEDKY

V priebehu merania bola kľudová frekvencia 82.3 ± 14.0 bpm zvýšená na hodnoty 90.9 ± 14.2 bpm po chôdzi na bežecskom páse a na 86.6 ± 11.2 bpm po chôdzi v prirodzených podmienkach. Pri vyhodnocovaní výsledkov posturálnej stability bolo ako kontrolné meranie brané meranie kľudovej posturálnej stability pred chôdzou v prirodzených podmienkach, nakoľko meranie pred chôdzou na bežecskom páse bolo z dôvodu variability výsledkov považované za familiarizáciu. Výsledky merania posturálnej stability v podmienkach OTV, ZAT, MOT, MZA sú zobrazené v tabuľkách 1 až 4.

Tabuľka 1

Základné štatistické charakteristiky meraných parametrov v stoji za podmienok OTV

OTV	Meranie kontrolné	Meranie po BP	Meranie po PP	
Premenná	Medián (DK; HK)	Medián (DK; HK)	Medián (DK; HK)	p
Sway ML (mm)	1,93 (1,43; 2,75)	2,04 (1,53; 2,93)	2,23 (1,45; 3,77)	0,486
Sway AP (mm)	4,39 (3,48; 5,47)	4,67 (3,82; 6,31)	4,92 (3,96; 5,85)	0,069
V ML(mm/s)	3,30 (2,64; 4,07)	3,66 (2,78; 4,97)	3,32 (2,90; 4,62)	0,486
V AP (mm/s)	8,29 (6,06; 10,13)	9,12 (7,27; 13,08)	8,07 (6,19; 11,03)	0,223
V (mm/s)	8,85 (7,31; 12,57)	11,79 (8,12; 14,95)	9,96 (7,15; 12,39)	0,029*
SampEnt ML	0,08 (0,06; 0,14)	0,09 (0,07; 0,14)	0,08 (0,05; 0,13)	0,678
SampEnt AP	0,05 (0,04; 0,07)	0,05 (0,04; 0,08)	0,05 (0,04; 0,07)	0,089

Poznámka. BP – bežecský pás, PP – prirodzené podmienky, DK – dolný kvartil, HK – horný kvartil, p – hladina pravdepodobnosti (Friedmanova ANOVA), Sway – smerodajná odchýlka polohy COP, V – priemerná rýchlosť pohybu COP, SampEnt – Sample Entropy, AP – antero-posteriórny smer, ML – medio-laterálny smer

* $p < 0,05$

Pri bipedálnom stoji s otvorenými očami na pevnej podložke sa vplyv rôznych podmienok prejavil v štatisticky významnom rozdiel celkovej rýchlosti pohybu COP ($p = 0,029$). Veľkosť rýchlosti bola štatisticky významne vyššia ($p = 0,005$) po chôdzi na bežecskom páse v porovnaní s meraním v kľudovom stave. Zároveň bola zaznamenaná aj veľká vecná významnosť ($r = 0,64$).

Tabuľka 2

Základné štatistické charakteristiky meraných parametrov v stoji za podmienok ZAT

ZAT	Meranie kontrolné	Meranie po BP	Meranie po PP	
Premenná	Medián (DK; HK)	Medián (DK; HK)	Medián (DK; HK)	p
Sway ML (mm)	1,99 (1,22; 2,31)	2,32 (1,69; 3,61)	2,08 (1,44; 2,56)	0,532
Sway AP (mm)	4,81 (3,87; 5,68)	4,43 (3,57; 7,27)	4,76 (3,78; 6,71)	0,854
V ML(mm/s)	3,63 (2,49; 5,11)	4,18 (2,43 4,80)	4,12 (2,92; 5,22)	0,241
V AP (mm/s)	10,37 (8,27; 15,20)	11,03 (6,98; 17,65)	9,39 (7,32; 15,34)	0,008*
V (mm/s)	11,63 (8,94; 17,00)	12,87 (7,83; 18,64)	10,91 (8,12; 17,23)	0,049*
SampEnt ML	0,11 (0,08; 0,13)	0,07 (0,06; 0,12)	0,09 (0,07; 0,14)	0,611
SampEnt AP	0,06 (0,05; 0,08)	0,05 (0,05; 0,10)	0,05 (0,04; 0,09)	0,349

Poznámka. BP – bežecký pás, PP – prirodzené podmienky, DK – dolný kvartil, HK – horný kvartil, p – hladina pravdepodobnosti (Friedmanova ANOVA), Sway – smerodajná odchýlka polohy COP, V – priemerná rýchlosť pohybu COP, SampEnt – Sample Entropy, AP – antero-posteriórny smer, ML – medio-laterálny smer

* $p < 0,05$

Štatisticky signifikantný vplyv rôznych podmienok bol zaznamenaný pri bipedálnom stoji na pevnej podložke so zatvorenými očami pre rýchlosť COP v AP smere ($p = 0,008$) a pre celkovú rýchlosť pohybu COP ($p = 0,049$). Po chôdzi na bežecskom páse boli v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach významné zmeny rýchlosti COP v AP smere ($p = 0,024$) ako aj vyššia celková rýchlosť pohybu COP ($p = 0,036$). Štatisticky významne bola aj zmena rýchlosti COP v AP smere ($p = 0,049$) po chôdzi v prirodzených podmienkach v porovnaní s kontrolným meraním. Z hľadiska posúdenia vecnej významnosti bola zaznamenaná veľká významnosť pre priemernú rýchlosť COP v AP ($r = 0,51$) a stredná významnosť pre celkovú rýchlosť COP po chôdzi na bežecskom páse v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach. Súčasne bola nájdená stredná vecná významnosť pre rýchlosť pohybu COP v AP smere ($r = 0,45$) po chôdzi v prirodzených podmienkach v porovnaní s kontrolným meraním.

Tabuľka 3

Základné štatistické charakteristiky meraných parametrov v stojí za podmienok MOT

MOT	Meranie kontrolné	Meranie po BP	Meranie po PP	
Premenná	Medián (DK; HK)	Medián (DK; HK)	Medián (DK; HK)	p
Sway ML (mm)	5,19 (4,24; 6,67)	5,70 (4,92; 6,92)	6,82 (4,19; 7,31)	0,076
Sway AP (mm)	7,64 (6,91; 9,23)	7,74 (6,75; 10,68)	7,75 (7,35; 9,24)	0,229
V ML(mm/s)	9,77 (5,99; 11,86)	10,13 (8,35; 11,63)	9,02 (6,54; 10,52)	0,019*
V AP (mm/s)	20,29 (15,44; 23,54)	22,81 (16,85; 26,92)	21,02 (16,29; 23,46)	0,076
V (mm/s)	24,56 (17,71; 28,56)	28,10 (20,24; 30,95)	24,25 (18,64; 27,64)	< 0,001*
SampEnt ML	0,06 (0,04; 0,06)	0,05 (0,04; 0,07)	0,04 (0,04; 0,05)	0,014*
SampEnt AP	0,07 (0,05; 0,07)	0,06 (0,06; 0,09)	0,06 (0,05; 0,08)	0,615

Poznámka. BP – bežecský pás, PP – prirodzené podmienky, DK – dolný kvartil, HK – horný kvartil, p – hladina pravdepodobnosti (Friedmanova ANOVA), Sway – smerodajná odchýlka polohy COP, V – priemerná rýchlosť pohybu COP, SampEnt – Sample Entropy, AP – antero-posteriórny smer, ML – medio-laterálny smer

* $p < 0,05$

Pri stojí na molitanovej podložke s otvorenými očami vyšiel štatisticky významný rozdiel pre sample entropy v ML smere ($p = 0,014$), pre rýchlosť COP v ML smere ($p = 0,019$) a pre celkovú rýchlosť COP ($p < 0,001$). Vyššia sample entropy v ML smere sa preukázala po chôdzi na bežecskom páse ($p = 0,018$) v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach. Zároveň boli nižšie hodnoty sample entropy v ML smere ($p = 0,012$) po chôdzi v prirodzených podmienkach v porovnaní s kontrolným klúdovým meraním. Po chôdzi na bežecskom páse boli štatisticky významné zmeny priemernej rýchlosti COP v ML smere v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach ($p = 0,005$) a s kontrolným klúdovým meraním ($p = 0,018$), podobne bola štatisticky vyššia aj celková rýchlosť COP po chôdzi na bežecskom páse v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach ($p = 0,003$) a s kontrolným klúdovým meraním ($p = 0,003$). Pri vyhodnocovaní jednotlivých zmienených rozdielov bola u všetkých preukázaná veľká vecná významnosť ($r = 0,54 - 0,69$).

Tabuľka 4

Základné štatistické charakteristiky meraných parametrov v stojí za podmienok MZA

MZA	Meranie kontrolné	Meranie po BP	Meranie po PP	
Premenná	Medián (DK; HK)	Medián (DK; HK)	Medián (DK; HK)	p
Sway ML (mm)	6,43 (4,96; 9,16)	7,87 (5,21; 9,23)	7,12 (5,58; 8,19)	0,949
Sway AP (mm)	11,66 (10,10; 14,04)	11,16 (9,08; 14,65)	11,65 (10,88; 13,90)	0,505
V ML(mm/s)	12,90 (10,08; 18,94)	14,92 (9,44; 21,76)	13,11 (9,68; 22,06)	0,692
V AP (mm/s)	32,60 (28,48; 41,76)	36,09 (26,77; 47,37)	33,14 (25,77; 48,17)	0,623
V (mm/s)	40,84 (29,91; 49,51)	46,47 (29,49; 55,63)	37,23 (27,39; 56,13)	0,854
SampEnt ML	0,06 (0,05; 0,07)	0,06 (0,05; 0,07)	0,06 (0,05; 0,07)	0,947
SampEnt AP	0,09 (0,07; 0,09)	0,08 (0,07; 0,11)	0,08 (0,07; 0,09)	0,658

Poznámka. BP – bežecský pás, PP – prirodzené podmienky, DK – dolný kvartil, HK – horný kvartil, p – hladina pravdepodobnosti (Friedmanova ANOVA), Sway – smerodajná odchýlka polohy COP, V – priemerná rýchlosť pohybu COP, SampEnt – Sample Entropy, AP – antero-posteriórny smer, ML – medio-laterálny smer

* $p < 0,05$

Pri stojí na molitanovej podložke so zatvorenými očami nevyšli štatisticky ani vecne významné žiadne rozdiely medzi posturálnou stabilitou po chôdzi v jednotlivých podmienkach.

5.1 Vyjadrenie sa k výskumnej otázke

V_1 : Ako sa mení statická posturálna stabilita po chôdzi za prirodzených podmienok a po chôdzi na bežecskom páse?

Z uvedených výsledkov vyplýva, že po chôdzi na bežecskom páse a následnom zostúpení zo zariadenia je posturálna stabilita u zdravých starších jedincov znížená v porovnaní po chôdzi v prirodzených podmienkach. Zdraví starší jedinci sú tak náchylnejší k pádu po lokomócií na bežecskom páse v porovnaní s posturálnou stabilitou po chôdzi v prirodzených podmienkach pri posturálne náročnejších podmienkach ako je napr. zmenená propiocepcia.

6 DISKUSIA

So zvyšujúcim sa vekom narastá vplyv rizikových faktorov vedúcich k pádu. U starších jedincov sú pády často sprevádzané zraneniami, ktoré môžu viesť k veľmi vážnym následkom najmä u ľudí nad 65 rokov (WHO, 2017a). V súvislosti so starnutím sú prítomné funkčné a štrukturálne zmeny vestibulárneho, vizuálneho a propioceptívneho systému so súčasnými zmenami samostatného procesu posturálnej kontroly (Coelho et al., 2016). Obmedzenie funkčnosti jednotlivých systémov vedie k zníženiu posturálnej stability pri statických a najmä dynamických bežných denných činnostiach (Aboutorabi, Arazpour, Bahramizadeh, Hutchins, & Fadayevatan, 2015; Grabiner, Biswas, & Grabiner, 2001; Kang & Dingwell, 2008). Často sa pády u starších jedincov vyskytujú počas chôdze. V súvislosti s cieľom zabezpečiť lepšiu posturálnu stabilitu sa mení stereotyp chôdze. Pozorované je skrátenie dĺžky kroku a zníženie celkovej rýchlosti s narastajúcim rizikom pádu (Franz, 2016; Maringold & Patla, 2008). Pravidelná pohybová aktivita má pozitívny vplyv na posturálnu stabilitu a je tak dôležitou intervenciou pri prevencii výskytu pádu u starších jedincov (Pirouzi et al., 2014). Vedie k zlepšeniu mobility, flexibility, rovnováhy s pozitívnym dopadom na udržanie funkčnej kapacity a psychickej odolnosti jedinca (Pereira & Scheicher, 2018).

Odporúčanou pohybovou aktivitou je aj chôdza (Dehi et al., 2014). V poslednej dobe sa stále častejšie využíva v rámci rehabilitácie chôdza na bežeckom páse. Mnohé štúdie sa zaoberajú využitím bežeckého pásu u rôznych neurologických diagnózach (Harris-Love, Macko, Whittall, & Forrester, 2004; Herman, Giladi, Gruendlinger, & Hausdorff, 2007). Menej štúdií sa ale zameriava na jeho využitie u zdravých starších jedincov. Pereira a Scheicher (2020) sa vo svojej práci zaoberali dlhodobým efektom chôdze na bežeckom páse v rámci rehabilitačného programu na posturálnu stabilitu a funkčnú mobilitu inštitucionalizovaných starších jedincov. Podľa výsledkov danej štúdie má chôdza na bežeckom páse pozitívny vplyv na posturálnu stabilitu u starších inštitucionalizovaných jedincov. Iné štúdie (Chuang et al., 2019; Marsh et al., 2006; Novy, Vitriana, Sastradimaja, & Defi, 2013), zamerané na porovnanie chôdze na bežeckom páse s chôdzou v prirodzených podmienkach u starších jedincov, uprednostňujú chôdzu v prirodzených podmienkach na základe lepších výsledkov vzdialeností, ktoré boli starší jedinci schopní prejsť za určitý čas. Menej štúdií sa už ale zameriava na posturálnu stabilitu jedinca po zostúpení z bežeckého pásu, kedy dochádza k inkongruencii informácií z jednotlivých senzorických systémov (Derave et al., 2002; Hashiba, 1998; Pirouzi et al., 2014; Zanetti & Schieppati, 2007). Vo využitých databázach pre vyhľadávanie (PubMed,

PMC, Embase, GoogleScholar) nebola nájdená štúdia zaoberajúca sa danou problematikou u zdravých starších jedincov. Cieľom našej práce bolo zhodnotiť a porovnať vplyv chôdze na bežekom páse a chôdze v prirodzených podmienkach na následnú posturálnu stabilitu u zdravých jedincov nad 60 rokov počas kľudného bipedálneho stoja.

Podľa výsledkov našej práce vyplýva, že chôdza na bežekom páse má výraznejší vplyv na následnú posturálnu stabilitu zdravých starších jedincov v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach. Signifikantné zmeny boli zaznamenané pri vylúčení propioceptívneho systému, teda pri meraní posturálnej stability po chôdzi na bežekom páse v bipedálnom stoji na molitanovej podložke s otvorenými očami. Za daných podmienok boli vyššie výchylky ako pre hodnoty sample entropy v ML smere, tak pre rýchlosť COP v ML smere a celkovú rýchlosť COP. Naopak pri vylúčení čisto vizuálneho systému sa prejavili zvýšené výchylky COP v AP smere a celková rýchlosť COP po chôdzi na bežekom páse. Za podmienok najviac podobajúcich sa prirodzenému prostrediu (stoj na pevnej podložke s otvorenými očami), sa prejavil významný rozdiel celkovej rýchlosti pohybu COP po chôdzi na bežekom páse v porovnaní s meraním v kľudovom stave. Ostatné rozdiely jednotlivých parametrov po chôdzi v jednotlivých podmienkach neboli zaznamenané. Možným vysvetlením je, že informácie z proprioceptorov a vestibulárneho systému boli dostačujúce pre zabezpečenie posturálnej stability v daných podmienkach. Pri stoji na molitanovej podložke so zatvorenými očami nevyšli štatisticky ani vecne významné žiadne rozdiely medzi posturálnou stabilitou po chôdzi v jednotlivých podmienkach, čo mohlo byť dané aj časovým faktorom, nakoľko meranie daného pokusu prebiehalo ako posledné v poradí. Časový odstup, ktorý bol minimálne 4 minúty od ukončenia chôdze v jednotlivých podmienkach, mohol predstavovať dostatočnú dobu pre prebehnutie readaptačného procesu kontrolného systému posturálnej stability. Aj keď sa jedná o posturálne náročnejšiu situáciu, dá sa usudzovať, že významné rozdiely pri porovnávaní posturálnej stability po chôdzi v jednotlivých podmienkach neboli zaznamenané vďaka dostatočnému času potrebnému pre senzorický reweighting od ukončenia chôdze. V priebehu merania nebola po chôdzi v jednotlivých podmienkach kľudová tepová frekvencia zvýšená viac ako 20 – 30 bpm, čo sú hraničné hodnoty pri preskripcii úrovne pohybovej aktivity (Joint Working Group, 2014).

Z hľadiska hodnotenia prostredníctvom nelineárnych charakteristík bola pri vylúčení propiocepce najvyššia hodnota sample entropy v ML smere po chôdzi na bežekom páse. Nasledovali hodnoty namerané v kľudových podmienkach a najnižšie hodnoty boli zistené po chôdzi v prirodzených podmienkach. Štatisticky významne vyšli hodnoty po chôdzi

na bežecskom páse v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach a pri kontrolnom meraní s chôdzou v prirodzených podmienkach. Výsledky doterajších štúdií (Donker, Roerdink, Greven, & Beek, 2007; Ladislao, Rabini, Ghetti, & Fioretti, 2008; Schmit, Regis, & Riley, 2005; Stins, Michielsen, Roerdink, & Beek, 2009) zaoberajúcich sa hodnotením posturálnej stability prostredníctvom nelineárnych charakteristík, spájajú nižšie hodnoty entropie s vyššou úrovňou pozornosti pre udržanie posturálnej rovnováhy. Nižšia entropia je teda sprevádzaná vyššou pravidelnosťou výchyliet COP. Naopak vyššie hodnoty entropie sú prejavom automatickejšieho prevedenia a menších nárokov na kontrolný posturálny systém a odzrkadľujú tak efektívnejšie udržiavanie rovnováhy. Výnimku tvorí štúdia autorov Duarte a Sternad (2008), ktorí zaznamenali, že vyššia entropia u starších ľudí je v rozpore s hypotézou zníženia komplexnosti (pojem z nelineárnej dynamiky predstavujúci mieru variability) počas stárnutia. U starších jedincov sa predpokladá prítomnosť nižšej komplexnosti (Lipsitz, 1992), čo ale nemusí vždy znamenať nižšiu entropiu (Goldberger, Peng, & Lipsitz, 2002). Zvýšená entropia tak môže u starších jedincov predstavovať neschopnosť za určitých okolností efektívne uplatniť pozornosť v rámci posturálnej kontroly. Podľa danej teórie majú napr. baletní tanečníci vyššiu entropiu, nakoľko nepotrebujú vyvinúť toľkú pozornosť pri posturálnej kontrole (sú dobre trénovaní, čím je prítomná vyššia úroveň automatického udržiavania rovnováhy), zatiaľ čo u starších jedincov je vyššia entropia prejavom neschopnosti vyvinúť efektívnu posturálnu kontrolu a zabezpečiť posturálnu rovnováhu (Borg, 2010). V našej práci tak môže byť výsledok zvýšenia sample entropy v ML smere pri podmienke vylúčenia proprioceptívneho systému prejavom zníženia efektívnosti pozornosti pri posturálnej kontrole. Zatiaľ čo po chôdzi v prirodzených podmienkach bola zaznamenaná nižšia entropia v porovnaní s kontrolným meraním, čo môže byť prejavom efektívneho využitia vyššieho sústredenia a kompenzačného mechanizmu „stuhnutia“ k zaisteniu posturálnej rovnováhy (Yamagata, Ikezoe, Kamiya, Masaki, & Ichihashi, 2017), zníženie automatickosti a variability pohybu COP v ML smere. Dané výsledky boli zaznamenané za podmienok ovplyvnenia jak informácií z proprioreceptorov prostredníctvom stoja na molitanovej podložke, tak vizuálne informácie po chôdzi na bežecskom páse. Dané podmienky predstavovali pre staršieho jedinca posturálne náročnejšiu situáciu, ktorá sa prejavila výchyilkami COP v ML smere s prevahou bedernej stratégie pre zachovanie posturálnej stability.

Znížená posturálna stabilita po chôdzi na bežecskom páse u zdravých starších jedincov môže byť daná jednak samostatnou podmienkou – chôdzou na bežecskom páse, ale aj sprievodnými involučnými zmenami ovplyvňujúcich proces kontroly posturálnej

stability. Signifikantným rozdielom medzi chôdzou na bežeckej páse a chôdzou v prirodzených podmienkach je tok vizuálnych informácií. Viaceré štúdie potvrdili vizuálne-senzomotorický konflikt pri chôdzi na bežeckej páse (Derave, 2002; Hashiba, 1998; Zanetti & Schieppati, 2007). Za prirodzených podmienok poskytuje vizuálny systém korelujúce informácie s proprioreceptívnym a vestibulárnym systémom o pohybe hlavy a tela, kde vizuálna scéna sa pohybuje v opačnom smere ako je smer lokomócie. Na bežeckej páse však vizuálny systém neposkytuje tok vizuálnych informácií korelujúcich so senzomotorickými a vestibulárnymi informáciami o pohybe tela vpred. Chôdza v daných podmienkach tak vyžaduje senzorický reweighting s adaptáciou na zmenu senzorických informácií. Po zostúpení z bežeckej pásy však musí dôjsť k readaptácii, čo má vplyv na posturálnu stabilitu po lokomócií na bežeckej páse. Počas priebehu adaptačnej fázy boli zaznamenané zvýšené výchylky COP, čo je spájané s rizikom pádu počas danej fázy (Derave et al., 2002). U starších jedincov je v dôsledku spomalenia samotného procesu senzorického reweightingu predĺžená adaptačná fáza, čím sú vystavení zvýšenému riziku pádu (Coelho et al., 2016; Pereira & Scheicher, 2018; Peterka, 2002; Rowan et al., 2012; Shaffer & Harrison, 2007).

Štúdie zaoberajúce sa efektom chôdze na bežeckej páse na posturálnu stabilitu po zostúpení zo zariadenia v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach u starších zdravých jedincov sa nepodarilo vo vybraných databázach nájsť. Danou problematikou u mladých jedincov sa vo svojej štúdii zaoberal Hashiba (1998). Výskumný súbor tvorilo 24 probandov (21 mužov a 3 ženy s vekom 20 až 35 rokov), ktorí sa zúčastnili na meraní posturálnej stability na silových plošinách po dobu 3 minút. Meranie prebiehalo pred začiatkom a po ukončení jednotlivých intervencií. Každý proband sa zúčastnil sedem minútového behu na bežeckej páse, sedem minútovej chôdze na bežeckej páse a sedem minútovej chôdze v prirodzených podmienkach (rýchlosťou 10 km/h pri behu a 7 km/h počas chôdze). Posturálne výchylky boli charakterizované v AP smere. Súčasne boli zaznamenané subjektívne vnímané titubácie jedincov po ukončení intervencií, s akcentáciou po behu na bežeckej páse v porovnaní s chôdzou na bežeckej páse. Výsledky danej štúdie tiež preukázali dôležitosť vplyvu vizuálneho systému pri posturálnej kontrole po lokomócií na bežeckej páse.

V ďalšej štúdii (Zanetti & Schieppati, 2007) zameranej na posturálnu stabilitu po chôdzi na bežeckej páse v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach preukázali mladí probandi anteriórnu inklináciu tela bez sprevádzajúcich zvýšených výchýliek COP, ktoré trvalo niekoľko minút po ukončení lokomócie na bežeckej páse. Výskumnú skupinu tvorilo

9 mladých jedincov (5 mužov, 4 ženy vo veku 20 – 37 rokov), ktorí podstúpili chôdzu na bežecskom páse s otvorenými očami, chôdzu na bežecskom páse so zatvorenými očami a chôdzu v prirodzených podmienkach s otvorenými očami (12x50 m, po dobu 6 minút rýchlosťou 6 km/h s 11 otočkami v tvare U na konci chodby). Jednotlivé intervencie prebehli v rôznych troch dňoch s minimálne dvomi dňami medzi jednotlivými stretnutiami. Pred každou intervenciou a hneď po jej ukončení prebehlo meranie na silových plošinách po dobu 60 sekúnd v bipedálnom stoji s otvorenými a zatvorenými očami. Autori danej štúdie dospeli k záveru, že vizuálny systém hrá dôležitú rolu pri posturálnej instabilite po chôdzi na bežecskom páse, nakoľko je minimalizovaný optický tok informácií v porovnaní s chôdzou na bežecskom páse.

Vizuálny systém je považovaný za veľmi dôležitý faktor pri posturálnej stabilite po lokomícii na bežecskom páse. Počas chôdze na bežecskom páse je potrebný reweighting senzorických informácií v dôsledku stacionárnych informácií z vizuálneho systému. Nasledovne sa objavuje senzorický konflikt, nakoľko sa pri chôdzi v prirodzených podmienkach mení optický tok informácií. Tento nový reweighting trvá nejaký čas pokiaľ sa obnoví váha vizuálneho systému, čo môže na nejakú dobu ovplyvniť aj kludný bipedálny stoj (Derave, 2002). Zároveň niektorí autori (Bugnariu & Fung, 2007; Faraldo-García, Santos-Pérez, Crujeiras-Casais, Labella-Caballero, & Soto-Varela, 2011) opisujú zvýšený význam vizuálneho systému u starších zdravých jedincov, čo by mohlo zvýrazniť senzorický konflikt pri chôdzi na bežecskom páse. Naopak Alcock (2018) vo výsledkoch svojej štúdií uprednostňuje význam propioceptívneho systému v porovnaní s vizuálnym a vestibulárnym systémom. Podobne aj Pasma a kol. (2015) opisuje narastajúci význam propioceptívneho systému v porovnaní s mladými jedincami v dôsledku výraznejšieho vplyvu involučných zmien na vizuálny a vestibulárny systém.

Na základe vyššie zmienených súvislostí je možné usúdiť, že chôdza na bežecskom páse je prospešná pre zdravých starších jedincov nad 65 rokov. Z dlhodobého hľadiska vplýva pozitívne na posturálnu stabilitu jedincov s priaznivým efektom na funkčnú samostatnosť a psychiku (Dehi et al., 2014). Pri jej zakomponovaní do rehabilitačného programu by sa malo zohľadniť zvýšené riziko pádu počas adaptačnej fázy pri zostúpení zo zariadenia pri posturálne náročnejších situáciách. Aj keď niektorí autori odporúčajú z dlhodobého hľadiska skôr chôdzu v prirodzených podmienkach (Chuang et al., 2019; Marsh et al., 2006), nájde bežecský pás svoje uplatnenie napr. v zariadeniach pre seniorov, kde sú výrazne limitované možnosti participácie jedincov na pohybových aktivitách. Ďalšie štúdie týkajúce sa danej problematiky sú potrebné.

6.1 Limity štúdie

Medzi limity našej štúdie spadá malý počet probandov vo výskumnom súbore (19) s nerovnomerným zastúpením mužov a žien (5 mužov, 14 žien). Nakoľko sa jednalo o jedincov s prvotným kontaktom s bežeckým pásom, mohla byť ďalším limitom v našej práci aj nedostatočná familiarizácia, ktorá prebiehala 6 minút. Keďže probandi nemali po danej dobe problém s chôdzou na bežeckom páse, bola ale stanovená doba familiarizácie na 6 minút.

7 ZÁVER

Cieľom danej diplomovej práce bolo porovnať a zhodnotiť prostredníctvom nelineárnych a lineárnych charakteristík vplyv chôdze na bežekom páse a chôdze v prirodzených podmienkach na posturálnu stabilitu u zdravých starších jedincov nad 60 rokov.

Z hľadiska vyhodnocovania prostredníctvom nelineárnych parametrov boli zaznamenané zvýšené hodnoty sample entropy v ML smere po chôdzi na bežekom páse v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach. Dané hodnoty vyšli len pri meraní v podmienkach pozmenených propioceptívnych informácií. Zároveň vyšli signifikantné výsledky aj v rámci lineárnych parametrov – vyššej priemernej rýchlosti COP v ML a celkovej rýchlosti COP po chôdzi na bežekom páse v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach. Chôdza na bežekom páse tak mala výraznejší vplyv na posturálnu stabilitu pri posturálne náročnejšej situácii, ktorú predstavoval stoj na molitanovej poločke. Významné výsledky v rámci lineárnych charakteristík boli preukázané aj pri vylúčení vizuálneho systému. Preukázaná bola vyššia priemerná rýchlosť COP v AP smere a celková rýchlosť COP po chôdzi na bežekom páse v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach.

Na základe výsledkov našej práce sa dá usúdiť, že po chôdzi na bežekom páse sú vyžadované vyššie nároky na posturálnu kontrolu pri prebiehaní readaptačného procesu po zostúpení zo zariadenia v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach. Vplyv chôdze na bežekom páse na následnú posturálnu stabilitu sa zvyrazňuje posturálne náročnejšími situáciami (vylúčenie vizuálneho systému alebo informácií z propioceptorov). Po dobe potrebnej pre uskutočnenie readaptácie na zmenené podmienky sa neprejavili významnejšie rozdiely pri porovnaní posturálnej stability po chôdzi v jednotlivých podmienkach pri posturálne náročnejšej situácii (vylúčenie propioceptívnych a vizuálnych informácií). Výraznejšie zmeny zaznamenané bezprostredne po zostúpení z bežekého pása by sa malo zohľadňovať v rámci preventívnych opatrení výskytu pádu pri zostavovaní rehabilitačného plánu zahrňujúceho chôdzu na bežekom páse u starších jedincov.

8 ZHRNUTIE

Daná diplomová práca bola zameraná na posúdenie vplyvu chôdze na bežekom páse na posturálnu stabilitu u zdravých starších jedincov v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach.

Teoretická časť práce zahŕňa poznatky týkajúce sa involučných zmien ovplyvňujúcich posturálnu stabilitu pri bežných denných činnostiach s vplyvom na kvalitu života. Pojednávala o riadení posturálnej kontroly prostredníctvom senzorickej integrácie a senzorickeho reweightingu so súčasnými zmenami u starších jedincov. Teoretické poznatky ďalej poukazujú na vplyv involučných zmien na chôdzu a porovnanie chôdze na bežekom páse s chôdzou v prirodzených podmienkach u zdravých starších jedincov. Zahrnuté boli aj poznatky o možnostiach vyhodnocovania základného signálu prostredníctvom lineárnych a nelineárnych metód.

Výskumný súbor pozostával z 19 jedincov vo veku nad 60 rokov, 5 mužov a 14 žien (s priemerným vekom $68,2 \pm 6,4$ rokov, výškou $168,6 \pm 10,7$ cm a hmotnosťou $75,3 \pm 15,7$ kg). Jedinci boli oslovení v rámci výučby na Univerzite tretieho veku Univerzity Palackého v Olomouci. Pre chôdzu v „neprirodzených“ podmienkach bol využitý bežekový pás (Kettler Track Performance, Inc. Virginia Beach, VA). Pri chôdzi sa priebežne kontrolovala tepová frekvencia probanda pomocou sporttestera (Polar Wind, Polar Electro Inc., NY, USA). Parametre posturálnej stability boli merané pomocou dvoch silových plošín AMTI OR6-5 (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA, frekvencia snímania 200 Hz). Každý proband podstúpil šesť minútovú chôdzu na bežekom páse a šesť minútovú chôdzu v prirodzených podmienkach. Pred a ihneď po každej intervencii bolo uskutočnené meranie na silových plošinách v 4 rôznych podmienkach (bipedálny stoj na pevnej/molitanovej podložke s otvorenými/zatvorenými očami). Medzi chôdzami v jednotlivých podmienkach bol 15 minútový oddych v sede. Každý proband sa tak zúčastnil celkovo 16 meraní.

Podľa výsledkov našej práce má chôdza na bežekom páse vplyv na posturálnu stabilitu zdravých starších jedincov po zostúpení zo zariadenia v porovnaní s chôdzou v prirodzených podmienkach. Najvýznamnejšie zmeny boli zaznamenané pri ovplyvnení propioceptívneho systému, čo sa prejavilo vyššou hodnotou sample entropy v medio-laterálnom smere a priemernej rýchlosti COP v medio-laterálnom smere s celkovou rýchlosťou COP. Výsledky preukázali, že bezprostredne po chôdzi na bežekom páse sú zvýšené nároky na posturálnu stabilitu najmä pri posturálne náročnejších situáciách, pri vylúčení informácii

z propioceptívneho systému. Zmeny zaznamenané bezprostredne po zostúpení z bežeckého pása by mali byť zohľadňované pri zostavovaní intervencií u zdravých starších jedincov zahrňujúcich chôdzu na bežekom páse v rámci prevencie výskytu pádu.

9 SUMMARY

The diploma thesis was aimed on assessing the effect of walking on a treadmill on postural stability in healthy elderly individuals compared to walking in natural conditions.

The theoretical part of the thesis includes knowledge concerning involutional changes affecting postural stability in daily activities with an impact on quality of life. The thesis dealt with the management of postural control through sensory integration and sensory reweighting with the simultaneous changes in older individuals. Theoretical findings further point to the effect of involutional changes on walking and the comparison of walking on a treadmill with walking in natural conditions in the healthy elderly individuals. Knowledge of the possibilities of evaluating the basic signal using linear and nonlinear methods was also included.

The study group consisted of 19 individuals over 60 years of age, 5 men and 14 women (with an average age of 68.2 ± 6.4 years, a height of 168.6 ± 10.7 cm and a weight of 75.3 ± 15.7 kg). Individuals were approached as part of studying at the University of the Third Age of Palacký University in Olomouc. A treadmill was used for walking in “unnatural” conditions (Kettler Track Performance, Inc. Virginia Beach, VA). While walking, the proband's heart rate was continuously monitored using a sports tester (Polar Wind, Polar Electro Inc., NY, USA). Postural stability parameters were measured using two AMTI OR6-5 force platforms (Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA, sensing frequency 200 Hz). Each subject underwent a six-minute walk on a treadmill and a six-minute walk in natural conditions. Before and immediately after each intervention, measurements were performed on force platforms in 4 different conditions (bipedal stand on a solid / foam pad with open/closed eyes). Between walking in each condition, there was a 15-minute rest while sitting. Each proband participated of 16 measurements.

According to the results of our work, walking on a treadmill influences the postural stability of healthy elderly individuals after getting out of the treadmill compared to walking in natural conditions. The most significant changes were detected when the proprioceptive system was altered. That reflected in a higher value of sample entropy in the medio-lateral direction and the average COP rate in the medio-lateral direction with the overall COP rate. The results showed that immediately after walking on a treadmill, the demands on postural stability are increased, especially in postural more demanding situations, when excluding information from the proprioceptive system. As part of the prevention of falls, changes

in postural stability immediately after getting off the treadmill should be noted and considered when designing interventions in healthy elderly individuals, including walking on the treadmill.

10 REFERENČNÝ ZOZNAM

- Aboutorabi, A., Arazpour, M., Bahramizadeh, M., Hutchins, S. W., & Fadayevatan, R. (2015). The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. *Aging Clinical and Experimental Research*, 28(3), 393–405. doi:10.1007/s40520-015-0420-6
- Ahmadi, S., Sepehri, N., Wu, C., & Szturm, T. (2018). Sample Entropy of Human Gait Center of Pressure Displacement: A Systematic Methodological Analysis. *Entropy*, 20(8), 579. doi:10.3390/e20080579
- Albinet, C., Bernard, P. L., & Palut, Y. (2006). Contrôle attentionnel de la stabilité posturale chez la personne âgée institutionnalisée : effets d'un programme d'activité physique. [Attentional control of postural stability in institutionalised elderly people: effects of a physical exercise program]. *Annales de Réadaptation et de d'activité physique*, 49(9), 625–631. doi:10.1016/j.annrmp.2006.06.004
- Alcock, L., O'Brien, T. D., & Vanicek, N. (2018). Association between somatosensory, visual and vestibular contributions to postural control, reactive balance capacity and healthy ageing in older women. *Health Care for Women International*, 39(12), 1366–1380. doi:10.1080/07399332.2018.1499106
- Alcock, L., Vanicek, N., & O'Brien, T. D. (2013). Alterations in gait speed and age do not fully explain the changes in gait mechanics associated with healthy older women. *Gait & Posture*, 37(4), 586–592. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.09.023
- Alexander, N. B. (1994). Postural Control in Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 42(1), 93–108. doi:10.1111/j.1532-5415.1994.tb06081.x
- Allison, L. K., Kiemel, T., & Jeka, J. J. (2006). Multisensory reweighting of vision and touch is intact in healthy and fall-prone older adults. *Experimental Brain Research*, 175(2), 342–352. doi:10.1007/s00221-006-0559-7
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., & Morrissey, M. C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 434–440. doi:10.1016/s0268-0033(98)00012-6

- Ambrose, A. F., Paul, G., & Hausdorff, J. M. (2013). Risk factors for falls among older adults: A review of the literature. *Maturitas*, 75(1), 51–56. doi: 10.1016/j.maturitas.2013.02.009
- Anderson, N., & Button, C. (2017). Development of Static Postural Control: An Overview and Summary of Entropy Analysis. *Journal of Motor Learning and Development*, 5(1), 126–147. doi: 10.1123/jmld.2016-0011
- Arnold, C. M., Sran, M. M., & Harrison, E. L. (2008). Exercise for Fall Risk Reduction in Community-Dwelling Older Adults: A Systematic Review. *Physiotherapy Canada*, 60(4), 358–372. doi:10.3138/physio.60.4.358
- Assländer, L., & Peterka, R. J. (2014). Sensory reweighting dynamics in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 111(9), 1852–1864. doi: 10.1152/jn.00669.2013
- Barin, K., & Dodson, E. E. (2011). Dizziness in the Elderly. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 44(2), 437–454. doi:10.1016/j.otc.2011.01.013
- Berg, K. O., Maki, B. E., Williams, J. I., Holliday, P. J., & Wood – Dauphinee, S. L. (1992). Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Archives of physical Medicine and Rehabilitation*, 73(11), 1073–1080. Retrieved 25.4.2019 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1444775>
- Berg, W. P., Alessio, H. M., Mills, E. M., & Tong, C. (1997). Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. *Age and Ageing*, 26(4), 261–268. doi: 10.1093/ageing/26.4.261
- Binda, S. M., Culham, E. G., & Brouwer, B. (2003). Balance, muscle strength, and fear of falling in older adults. *Experimental Aging Research*, 29(2), 205–219. doi: 10.1080/03610730303711
- Bisi, M. C., & Stagni, R. (2016). Complexity of human gait pattern at different ages assessed using multiscale entropy: From development to decline. *Gait & Posture*, 47(6), 37–42. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.04.001
- Bisi, M., Riva, F., & Stagni, R. (2014). Measures of gait stability: performance on adults and toddlers at the beginning of independent walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 131. doi: 10.1186/1743-0003-11-131.

- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Bizovská, L., Svoboda, Z., Janura, M., Bisi, M. C., & Vuillerme, N. (2018). Local dynamic stability during gait for predicting falls in elderly people: A one-year prospective study. *Plos one*, 13(5), e0197091. doi: 10.1371/journal.pone.0197091
- Boisgontier, M. P., Beets, I. A. M., Duysens, J., Nieuwboer, A., Krampe, R. T., & Swinnen, S. P. (2013). Age-related differences in attentional cost associated with postural dual tasks: Increased recruitment of generic cognitive resources in older adults. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 37(8), 1824–1837. doi:10.1016/j.neubiorev.2013.07.014
- Borg, F. G., & Laxaback, G. (2010). Entropy of balance - some recent results. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(1), 38. doi:10.1186/1743-0003-7-38
- Brady, A. O., Straight, C. R., & Evans, E. M. (2014). Body composition, muscle capacity, and physical function in older adults: an integrated conceptual model. *Journal of Aging and Physical Activity*, 22(3), 441–452. doi: 10.1123/japa.2013-0009
- Brauer, S. ., Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). The influence of a concurrent cognitive task on the compensatory stepping response to a perturbation in balance-impaired and healthy elders. *Gait & Posture*, 15(1), 83–93. doi:10.1016/s0966-6362(01)00163-1
- Browne, J., & O'Hare, N. (2001). A Review of the Different Methods for Assessing Standing Balance. *Physiotherapy*, 87(9), 489-495. doi: 10.1016/S0031-9406(05)60696-7
- Bruggeman, H., Zosh, W., Warren, W. H. (2007). Optic flow drives human visuo-locomotor adaptation, *Curr Biol.*, 17 (23): 2035–2040. doi: 10.1016/j.cub.2007.10.059
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieen, J. H. (2013). Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. *Journal of The Royal Society Interface*, 10(83), 20120999–20120999. doi: 10.1098/rsif.2012.0999
- Bugnariu, N., & Fung, J. (2007). Aging and selective sensorimotor strategies in the regulation of upright balance. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4(1), 19. doi:10.1186/1743-0003-4-19

- Buchanan, J. J., & Horak, F. B. (2003). Voluntary control of postural equilibrium patterns. *Behavioural Brain Research*, 143(2), 121–140. doi:10.1016/s0166-4328(03)00038-x
- Busa, M. A., & van Emmerik, R. E. A. (2016). Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 44–51. doi:10.1016/j.jshs.2016.01.018
- Buzzi, U. H., Stergiou, N., Kurz, M. J., Hageman, P. A., & Heidel, J. (2003). Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 435–443. doi: 10.1016/s0268-0033(03)00029-9
- Caldwell, G. E., Robertson D. G. E., & Whittlesey, S. N. (2004). Forces and their measurements. In Robertson, D. G. E. et al. (Eds.), *Research methods in biomechanics* (pp. 73-102). Champaign (USA): Human Kinetics.
- Carpenter, M. G., Allum, J. H. J., & Honegger, F. (1999). Directional sensitivity of stretch reflexes and balance corrections for normal subjects in the roll and pitch planes. *Experimental Brain Research*, 129(1), 93–113. doi:10.1007/s002210050940
- Carpenter, M. G., Frank, J. S., Adkin, A. L., Paton, A., & Allum, J. H. J. (2004). *Influence of Postural Anxiety on Postural Reactions to Multi-Directional Surface Rotations*. *Journal of Neurophysiology*, 92(6), 3255–3265. doi:10.1152/jn.01139.2003
- Cavanaugh, J. T., Guskiewicz, K. M., & Stergiou, N. (2005). A Nonlinear Dynamic Approach for Evaluating Postural Control. *Sports Medicine*, 35(11), 935–950. doi:10.2165/00007256-200535110-00002
- Cenciarini, M., & Peterka, R. J. (2006). Stimulus-Dependent Changes in the Vestibular Contribution to Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology*, 95(5), 2733–2750. doi: 10.1152/jn.00856.2004
- Clark, B. C. & Manini, T. M. (2012). What is dynapenia. *Nutrition*. 28(5), 495–503. doi: 10.1016/j.nut.2011.12.002.
- Coelho, T., Fernandes, Â., Santos, R., Paúl, C., & Fernandes, L. (2016). Quality of standing balance in community-dwelling elderly: Age-related differences in single and dual task

conditions. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 67, 34–39. doi: 10.1016/j.archger.2016.06.010

Cohen, H., Heaton, L. G., Congon, S. L., & Jenkins, H. A. (1996). Changes in Sensory Organization Test Scores with Age. *Age and Ageing*, 25(1), 39–44. doi:10.1093/ageing/25.1.39

Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95(2), 308–318. doi:10.1007/bf00229788

Colné, P., Frelut, M. L., Pérès, G., & Thoumie, P. (2008). Postural control in obese adolescents assessed by limits of stability and gait initiation. *Gait and Posture*, 28(1), 164–169. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.006

Cornilleau-Pérès, V., Shabana, N., Droulez, J., Goh, J. C. H., Lee, G. S. M., & Chew, P. T. K. (2005). Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. *Gait & Posture*, 22(2), 96–106. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.07.009

Costa, M., Goldberger, A. L., & Peng, C.-K. (2002). Multiscale Entropy Analysis of Complex Physiologic Time Series. *Physical Review Letters*, 89(6). doi: 10.1103/PhysRevLett.89.068102

Costa, M., Peng, C. K., Goldberger, A. L., & Hausdorff, J. M. (2003). Multiscale entropy analysis of human gait dynamics. *Physica*, 330(1), 53–60. doi: 10.1016/j.physa.2003.08.022

Courtine, G., De Nunzio, A. M., Schmid, M., Beretta, M. V., & Schieppati, M. (2007). *Stance- and Locomotion-Dependent Processing of Vibration-Induced Proprioceptive Inflow From Multiple Muscles in Humans*. *Journal of Neurophysiology*, 97(1), 772–779. doi:10.1152/jn.00764.2006

Cvecka, J., Tirpakova, V., Sedliak, M., Kern, H., Winfried, M., & Hamar, D. (2015). Physical activity in elderly. *European Journal of Translational Myology*. 25 (4): 249 – 252. doi: 10.4081/ejtm.2015.5280

Čakrt, O., Funda, T., Černý, R., Kolář, P., Mužík, J., & Jeřábek, J. (2012). Diagnosticky specifické nálezy při posturografickém vyšetření - dvě kazuistiky. *Česká a slovenská*

neurologie a neurochirurgie. 6(1), 88 - 91. Retrieved 25.4.2019 from the World Wide Web: <https://www.csnn.eu/specialist-agreement>

Čeledová, L., Kalvach, Z., & Čevela, R. (2016). *Úvod do gerontologie*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum.

de Azevedo, A. K. C., Claudino, R., Conceição, J. S., Swarowsky, A., & dos Santos, M. J. (2016). Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments in Response to External Lateral Shoulder Perturbations in Subjects with Parkinson's Disease. *Plos One*, 11(5). doi: 10.1371/journal.pone.0155012

De Dieuleveult, A. L., Siemonsma, P. C., van Erp, J. B. F., & Brouwer, A.-M. (2017). Effects of Aging in Multisensory Integration: A Systematic Review. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 9. doi:10.3389/fnagi.2017.00080

De Nunzio, A. M., Zanetti, C., & Schieppati, M. (2008). Post-effect of forward and backward locomotion on body orientation in space during quiet stance. *European Journal of Applied Physiology*, 105(2), 297–307. doi: 10.1007/s00421-008-0903-7

Dehi, M., Aghajari, P., Shahshahani, M., Takfallah, L., & Jahangiri, L. (2014). The effect of stationary walking on the quality of life of the elderly women: a randomized controlled trial. *Journal of caring sciences*, 3(2), 103–111. <https://doi.org/10.5681/jcs.2014.011>

Delmonico, M. J., Harris, T. B., Visser, M., Park, S. W., Conroy, M. B., Velasquez – Mieyer, P., Boudreau, R., Manini, T. M., Nevitt, M., Newman, A. B., & Goodpaster, B. H. (2009). Longitudinal study of muscle strength, quality and adipose tissue infiltration. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 90(6): 1579–1585. doi: 10.3945/ajcn.2009.28047

Derave, W., Tombeux, N., Cottyn, J., Pannier, J.-L., & De Clercq, D. (2002). Treadmill Exercise Negatively Affects Visual Contribution to Static Postural Stability. *International Journal of Sports Medicine*, 23(1), 44–49. doi:10.1055/s-2002-19374

DeVita, P., & Hortobagyi, T. (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology*, 88(5), 1804–1811. doi:10.1152/jappl.2000.88.5.1804

- Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Cavanagh, P. R., & Sternad, D. (2001). Local Dynamic Stability Versus Kinematic Variability of Continuous Overground and Treadmill Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(1), 27. doi: 10.1115/1.1336798
- Donker, S. F., Roerdink, M., Greven, A. J., & Beek, P. J. (2007). Regularity of center-of-pressure trajectories depends on the amount of attention invested in postural control. *Experimental Brain Research*, 181(1), 1-11. doi: 10.1007/s00221-007-0905-4
- Doumas, M., & Krampe, R. T. (2010). Adaptation and Reintegration of Proprioceptive Information in Young and Older Adults' Postural Control. *Journal of Neurophysiology*, 104(4), 1969–1977. doi:10.1152/jn.00345.2010
- Duncan, P. W., Werner, D. K., Chander, J., & Studenski, S. (1990). Functional Reach: A new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*, 45, 192-197. doi: 10.1093/geronj/45.6.m192
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Faraldo-García, A., Santos-Pérez, S., Crujeiras-Casais, R., Labella-Caballero, T., & Soto-Varela, A. (2011). Influence of age and gender in the sensory analysis of balance control. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 269(2), 673–677. doi:10.1007/s00405-011-1707-7
- Franz, J. R. (2016). The Age-Associated Reduction in Propulsive Power Generation in Walking. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 44(4), 129–136. doi:10.1249/jes.0000000000000086
- Frazzitta, G., Pezzoli, G., Bertotti, G., & Maestri, R. (2012). Asymmetry and freezing of gait in parkinsonian patients. *Journal of Neurology*, 260(1), 71–76. doi: 10.1007/s00415-012-6585-4
- Freeman, E. E., Muñoz, B., Rubin, G., & West, S. K. (2007). Visual Field Loss Increases the Risk of Falls in Older Adults: The Salisbury Eye Evaluation. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 48(10), 4445. doi: 10.1167/iovs.07-0326

- Frenkel-Toledo, S., Giladi, N., Peretz, C., Herman, T., Gruendlinger, L., & Hausdorff, J. M. (2005). Treadmill walking as an external pacemaker to improve gait rhythm and stability in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 20(9), 1109–1114. doi:10.1002/mds.20507
- Frontera W. R. (2017). Physiologic changes of the musculoskeletal system with aging: a brief review. *Phys. Med. Rehabil. Clin. N. Am.*, 28, 705–711. doi: 10.1016/j.pmr.2017.06.004.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. Oxford: Mac Keith Press.
- Gobbens, R.J., Luijkx, K. G., Wijnen-Sponselee, M. T., & Schols, J. M. (2010). Toward a conceptual definition of frail community dwelling older people. *Nurse Outlook*, 58(2), 76–86. doi: 10.1016/j.outlook.2009.09.005.
- Gow, B., Peng, C.-K., Wayne, P., & Ahn, A. (2015). Multiscale Entropy Analysis of Center-of-Pressure Dynamics in Human Postural Control: Methodological Considerations. *Entropy*, 17(12), 7926–7947. doi: 10.3390/e17127849
- Grabiner, P. C., Biswas, S. T., & Grabiner, M. D. (2001). Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 31–35. doi:10.1053/apmr.2001.18219
- Grillner, S., Hellgren, J., Menard, A., Saitoh, K., & Wikistrom, M. (2005). *Mechanisms for selection of basic motor programs – roles for the striatum and pallidum*. *Trends in Neurosciences*, 28(7), 364–370. doi:10.1016/j.tins.2005.05.004
- Gúth, A. (2004). *Výšetrovacie metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava: Liečreh Gúth.
- Hamilton, N., Weimar, W., & Luttgens, K. (2011). *Kinesiology : scientific basis of human motion* (11th ed.). Dubuque, IA: Brown & Benchmark.
- Hansen, C., Wei, Q., Shieh, J.-S., Fourcade, P., Isableu, B., & Majed, L. (2017). Sample Entropy, Univariate, and Multivariate Multi-Scale Entropy in Comparison with Classical Postural Sway Parameters in Young Healthy Adults. *Frontiers in Human Neuroscience*, 11. doi:10.3389/fnhum.2017.00206

- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice. *Physical Therapy*, 89(3), 267–282. doi:10.2522/ptj.20080130
- Harris-Love, M. L., Macko, R. F., Whittall, J., & Forrester, L. W. (2004). Improved Hemiparetic Muscle Activation in Treadmill versus Overground Walking. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 18(3), 154–160. doi:10.1177/0888439004267678
- Hashiba, M. (1998). Transient Change in Standing Posture after Linear Treadmill Locomotion. *The Japanese Journal of Physiology*, 48(6), 499–504. doi:10.2170/jjphysiol.48.499
- Henry, M., & Baudry, S. (2019). Age-related changes in leg proprioception: implications for postural control. *Journal of Neurophysiology*. 122(2), 525–538. doi: 10.1152/jn.00067.2019
- Herman, T., Giladi, N., Gruendlinger, L., & Hausdorff, J. M. (2007). Six Weeks of Intensive Treadmill Training Improves Gait and Quality of Life in Patients With Parkinson's Disease: A Pilot Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(9), 1154–1158. doi:10.1016/j.apmr.2007.05.015
- Holmerová, I., Baumanová, M., Vaňková, H., & Wija, P. (2013). Geriatrický pacient, geriatrická farmakoterapie a kvalita života. *Praktické lékařství*, 9(3), 114–116. Retrieved 25.4.2019 from the World Wide Web: <https://www.solen.cz/pdfs/lek/2013/03/03.pdf>
- Honeine, J.-L., & Schieppati, M. (2014). Time-interval for integration of stabilizing haptic and visual information in subjects balancing under static and dynamic conditions. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 8. doi: 10.3389/fnsys.2014.00190
- Hong, S. L., Manor, B., & Li, L. (2007). Stance and sensory feedback influence on postural dynamics. *Neuroscience Letters*, 423(2), 104–108. doi: 10.1016/j.neulet.2007.06.043
- Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, 67(12), 1881–1885. doi: 10.1093/ptj/67.12.1881
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: What do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Aging*, 35(2), ii7–ii11. doi: 10.1093/ageing/afl077
- Horak, F. B., & Diener, H. C. (1994). Cerebellar control of postural scaling and central set in stance. *Journal of Neurophysiology*, 72(2), 479–493. doi:10.1152/jn.1994.72.2.479

Horak, F. B., Dimitrova, D., & Nutt, J. G. (2005). Direction-specific postural instability in subjects with Parkinson's disease. *Experimental Neurology*, 193(2), 504–521. doi:10.1016/j.expneurol.2004.12.008

Horak, F., & Kuo, A. (2000). Postural Adaptation for Altered Environments, Tasks, and Intentions. *Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement*, 267–281. doi:10.1007/978-1-4612-2104-3_19

Horak, F., Shupert, C., & Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: A review. *Neurobiology of Aging*, 10(6), 727–738. doi:10.1016/0197-4580(89)90010-9

Huxham, F. E., Goldie, P. A., & Patla, A. E. (2001). Theoretical considerations in balance assessment. *Australian Journal of Physiotherapy*, 47(2), 89–100. doi: 10.1016/s0004-9514(14)60300-7

Chong, R. K., Horak, F. B., & Woollacott, M. H. (2000). Parkinson's disease impairs the ability to change set quickly. *Journal of the Neurological Sciences*, 175(1), 57–70. doi:10.1016/s0022-510x(00)00277-x

Chuang, Ch., Lin, S., Li, M., Chang, Y., & Hsu, M.. (2019). Six-Minute Walk Test in Community-Dwelling Older Adults: Treadmill Versus Corridor Walking Distances. *Topics in Geriatric Rehabilitation*. 35(4), 266-272. doi: 10.1097/TGR.0000000000000243.

Ihlen, E. A. F., Weiss, A., Bourke, A., Helbostad, J. L., & Hausdorff, J. M. (2016). The complexity of daily life walking in older adult community-dwelling fallers and non-fallers. *Journal of Biomechanics*, 49(9), 1420–1428. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.02.055

Iosa, M., Fusco, A., Morone, G., & Paolucci, S. (2014). Development and Decline of Upright Gait Stability. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6. doi:10.3389/fnagi.2014.00014

Ivanenko, Y., & Gurfinkel, V. S. (2018). Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience*, 12. doi:10.3389/fnins.2018.00171

Jacobs, J. V., & Horak, F. B. (2007). Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission*, 114(10), 1339–1348. doi:10.1007/s00702-007-0657-0

Jacobs, J. V., Lou, J. S., Kraakevik, J. A., & Horak, F. B. (2009). The supplementary motor area contributes to the timing of the anticipatory postural adjustment during step initiation in

participants with and without Parkinson's disease. *Neuroscience*, 164(2), 877–885. doi:10.1016/j.neuroscience.2009.08.002

Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., Klugarová, J., Elfmark, M., ... Vařeková, R. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého.

Jbabdi, M., Boissy, P., & Hamel, M. (2008). Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability. *BMC Geriatrics*, 8. doi: 10.1186/1471-2318-8-8

JCS Joint Working Group. (2014). Guidelines for rehabilitation in patients with cardiovascular disease (JCS 2012). *Circulation Journal : Official Journal of the Japanese Circulation Society*. 78(8):2022-2093. doi: 10.1253/circj.cj-66-0094.

Jeka, J. J., Allison, L. K., & Kiemel, T. (2010). The Dynamics of Visual Reweighting in Healthy and Fall-Prone Older Adults. *Journal of Motor Behavior*, 42(4), 197–208. doi:10.1080/00222895.2010.481693

Jeka, J., Allison, L., Saffer, M., Zhang, Y., Carver, S., & Kiemel, T. (2006). Sensory reweighting with translational visual stimuli in young and elderly adults: the role of state-dependent noise. *Experimental Brain Research*, 174(3), 517–527. doi:10.1007/s00221-006-0502-y

Jeka, J. J., Oie, K. S., & Kiemel, T. (2008). Asymmetric adaptation with functional advantage in human sensorimotor control. *Experimental Brain Research*, 191(4), 453–463. doi:10.1007/s00221-008-1539-x

JudgeRoy, J. O., Davis, B., & Ounpuu, S. (1996). Step Length Reductions in Advanced Age: The Role of Ankle and Hip Kinetics. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 51A(6), M303–M312. doi:10.1093/gerona/51a.6.m303

Kalvach, Z., & Holmerová, I. (2008). Geriatrická křehkost – významný klinický fenomén. *Medicina pro praxi*, 5(2), 66–69. Retrieved 25.4.2019 from the World Wide Web: <https://www.solen.cz/pdfs/med/2008/02/05.pdf>

Kalvach, Z., Zadák, Z., Jiráček, R., Zavázalová, H., Holmerová, I., Weber, P., ... Zavázalová, H. (2008). *Geriatrické syndromy a geriatrický pacient*. Praha: Grada.

- Kalvach, Z., Zadák, Z., Jiráček, R., Závadová, H., Sucharda, P., ... Žižkovský, P. (2004). *Geriatric and gerontology*. Praha: Grada.
- Kang, H. G., & Dingwell, J. B. (2008). Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture*, 27(4), 572–577. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.07.009
- Kang, H. G., Costa, M. D., Priplata, A. A., Starobinets, O. V., Goldberger, A. L., Peng, C.-K., ... Lipsitz, L. A. (2009). Frailty and the Degradation of Complex Balance Dynamics During a Dual-Task Protocol. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 64A(12), 1304–1311. doi: 10.1093/gerona/glp113
- Kavanagh, J. J., Morrison, S., & Barrett, R. S. (2005). Coordination of head and trunk accelerations during walking. *European Journal of Applied Physiology*, 94(4), 468–475. doi:10.1007/s00421-005-1328-1
- Kerr, H. M., & Eng, J. J. (2002). Multidirectional measures of seated postural stability. *Clinical Biomechanics*, 17(7), 555–557. doi:10.1016/s0268-0033(02)00068-2
- Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (1998). The Effects of Aging and Training on Skeletal Muscle. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(4), 598–602. doi:10.1177/03635465980260042401
- Kirshenbaum, N., Riach, C. L., & Starkes, J. L. (2001). Non-linear development of postural control and strategy use in young children: a longitudinal study. *Experimental Brain Research*, 140(4), 420–431. doi: 10.1007/s002210100835
- Ko, J.-H., & Newell, K. M. (2016). Aging and the complexity of center of pressure in static and dynamic postural tasks. *Neuroscience Letters*, 610, 104–109. doi: 10.1016/j.neulet.2015.10.069
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha. Galén.
- Kolářová, B. (2012). *Posouzení vlivu vybraných aspektů na posturální kontrolu u jedinců po transtibiální amputaci*, Dizertační práce, Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Králiček, P. (2011). *Úvod do speciální neurofyzologie* (3rd ed.). Praha: Galén.

- Kulmala J. et al. (2009). Poor vision accompanied with other sensory impairments as a predictor of falls in older women. *Age and Ageing*, 38(2), 162–167. doi: 10.1093/ageing/afn228
- Kulmala J. P., Korhonen M. T., Kuitunen S., Suominen H., Heinonen A., Mikkola A., et al. . (2014). Which muscles compromise human locomotor performance with age? *J. R. Soc. Interface*, 11. doi: 10.1098/rsif.2014.0858
- Kutílek, P. & Žižka, A. (2012). *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky*. V Praze: České vysoké učení technické. ISBN 978-80-01-04993-8.
- L. Sturnieks, D., St George, R., & R. Lord, S. (2008). Balance disorders in the elderly. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 38(6), 467–478. doi:10.1016/j.neucli.2008.09.001
- Ladislao, L., & Fioretti, S. (2007). Nonlinear analysis of posturographic data. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45(7), 679-688. doi: 10.1007/s11517-007-0213-y
- Lamb, S. E., Jorstad-Stein, E. C., Hauer, K., & Becker, C. (2005). Development of a Common Outcome Data Set for Fall Injury Prevention Trials: The Prevention of Falls Network Europe Consensus. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(9), 1618–1622. doi: 10.1111/j.1532-5415.2005.53455.x
- Larsson L., Grimby G., & Karlsson J. (1979). Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. *J. Appl. Physiol. Respir. Environ. Exerc. Physiol.* 46, 451–456. doi: 10.1152/jappl.1979.46.3.451
- Laurens, J., Awai, L., Bockisch, C. J., Hegemann, S., van Hedel, H. J. A., Dietz, V., & Straumann, D. (2010). Visual contribution to postural stability: Interaction between target fixation or tracking and static or dynamic large-field stimulus. *Gait & Posture*, 31(1), 37–41. doi:10.1016/j.gaitpost.2009.08.241
- Lee, S. J., & Hidler, J. (2008). Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology*, 104(3), 747–755. doi: 10.1152/jappphysiol.01380.2006

- Lewis, C. L., & Ferris, D. P. (2008). Walking with increased ankle pushoff decreases hip muscle moments. *Journal of Biomechanics*, 41(10), 2082–2089. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.05.013
- Li, D., Li, X., Liang, Z., Voss, L. J., & Sleigh, J. W. (2010). Multiscale permutation entropy analysis of EEG recordings during sevoflurane anesthesia. *Journal of Neural Engineering*, 7(4), 046010. doi:10.1088/1741-2560/7/4/046010
- Lord, S. R. (2006). Visual risk factors for falls in older people. *Age and Aging*, 35(2), ii42–ii45. doi: 10.1093/ageing/afl085
- Lord, S. R., & Menz, H. B. (2000). Visual Contributions to Postural Stability in Older Adults. *Gerontology*, 46(6), 306–310. doi:10.1159/000022182
- Magnus R. (1924). Körperstellung. *Monographien aus dem Gesamtgebiete der Physiologie der Pflanzen und der Tiere*. Berlin: Springer.
- Mahboobin, A., Loughlin, P. J., Redfern, M. S., & Sparto, P. J. (2005). Sensory re-weighting in human postural control during moving-scene perturbations. *Experimental Brain Research*, 167(2), 260–267. doi:10.1007/s00221-005-0053-7
- Maki, B. E., Edmondstone, M. A., & McIlroy, W. E. (2000). Age-Related Differences in Laterally Directed Compensatory Stepping Behavior. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(5), M270–M277. doi:10.1093/gerona/55.5.m270
- Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). *A Prospective Study of Postural Balance and Risk of Falling in An Ambulatory and Independent Elderly Population*. *Journal of Gerontology*, 49(2), M72–M84. doi:10.1093/geronj/49.2.m72
- Malatesta, D., Canepa, M., & Menendez Fernandez, A. (2017). The effect of treadmill and overground walking on preferred walking speed and gait kinematics in healthy, physically active older adults. *European Journal of Applied Physiology*, 117(9), 1833–1843. doi:10.1007/s00421-017-3672-3
- Mancini, M., & Horak, F. B. (2010). The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*,

46(2), 239–248. Retrieved 25.4.2019 from the World Wide Web:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20485226>

Manchester, D., Woollacott, M., Zederbauer-Hylton, N., & Marin, O. (1989). Visual, Vestibular and Somatosensory Contributions to Balance Control in the Older Adult. *Journal of Gerontology*, 44(4), M118–M127. doi:10.1093/geronj/44.4.m118

Manini, T. (2011). Development of physical disability in older adults. *Current Aging Science*, 4(3), 184–191. doi: 10.2174/1874609811104030184

Mansfield, A., & Maki, B. E. (2009). Are age-related impairments in change-in-support balance reactions dependent on the method of balance perturbation? *Journal of Biomechanics*, 42(8), 1023–1031. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.02.007

Manzoni, D. (2005). The cerebellum may implement the appropriate coupling of sensory inputs and motor responses: Evidence from vestibular physiology. *The Cerebellum*, 4(3), 178–188. doi:10.1080/14734220500193493

Marigold, D. S., & Patla, A. E. (2008). Age-related changes in gait for multi-surface terrain. *Gait & Posture*, 27(4), 689–696. doi:10.1016/j.gaitpost.2007.09.005

Marsh, A. P., Katula, J. A., Pacchia, C. F., Johnson, L. C., Kourky, K. L., & Rejeski, W. J. (2006). Effect of Treadmill and Overground Walking on Function and Attitudes in Older Adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(6), 1157–1164. doi:10.1249/01.mss.0000222844.81638.35

Massion, J. (1998). Postural control systems in developmental perspective. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, 22(4), 465–72. doi: 10.1016/s0149-7634(97)00031-6

Masson, J. & Woollacott, M. H. Posture and equilibrium. In Bronstein, A. M., Brandt, T., & Woollcott, M. H. (2004). *Clinical disorders of balance, posture and gait*, 2nd ed. London: Edward Arnold.

Maurer, C., Mergner, T., & Peterka, R. J. (2006). Multisensory control of human upright stance. *Experimental Brain Research*, 171(2), 231–250. doi:10.1007/s00221-005-0256-y

- Mehrholz, J., Thomas, S., & Elsner, B. (2017). Treadmill training and body weight support for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 1. doi: 10.1002/14651858.CD002840
- Melzer, I., Benjuya, I., & Kalpannski, J. (2004). Postural stability in elderly: A comparison between fallers and non-fallers. *Age and Aging*, 33(6), 602–607. doi: 10.1093/ageing/afh218
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait & Posture*, 18(1), 35–46. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00159-5
- Middleton, A., Fritz, S. L., & Lusardi, M. (2015). Walking Speed: The Functional Vital Sign. *Journal of Aging and Physical Activity*, 23(2), 314–322. doi:10.1123/japa.2013-0236
- Miljkovic, N., Lim, J. Y., Miljkovic, I., & Frontera, W. R. (2015). Aging of Skeletal Muscle Fibers. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 39(2), 155–162. doi: 10.5535/arm.2015.39.2.155
- Mitchell W. K., Williams J., Atherton P., Larvin M., Lund J., & Narici M. (2012). Sarcopenia, dynapenia and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength; a quantitative review. *Front. Physiol.* 3, 260. doi: 10.3389/fphys.2012.00260
- Monteiro, F.F., Monteiro, W.O., Costa, R.V., Costa, M.S., Corrêa, J.C., & Oliveira, C.S. (2009). Clinical research Effect of treadmill-based gait training on the stationary balance of elderly individuals. *Archives of Medical Science*. 5 (3). 443-449. Retrieved 25.4.2019 from the World Wide Web: <https://www.termedia.pl/Clinical-research-Effect-of-treadmill-based-gait-training-on-the-stationary-balance-of-elderly-individuals,19,13472,0,1.html>
- Murray, M. P., Spurr, G. B., Sepic, S. B., Gardner, G. M., & Mollinger, L. A. (1985). Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *Journal of Applied Physiology*, 59(1), 87–91. doi: 10.1152/jappl.1985.59.1.87
- Mysliviček, J. (2009). *Základy neurovědy*. Praha: Triton.
- Nagai, K., Yamada, M., Uemura, K., Yamada, Y., Ichihashi, N., & Tsuboyama, T. (2011). Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 53(3), 338–343. doi:10.1016/j.archger.2011.01.003

- Nashner, L., & Berthoz, A. (1978). Visual contribution to rapid motor responses during postural control. *Brain Research*, 150(2), 403–407. doi:10.1016/0006-8993(78)90291-3
- Nashner, L. M., & McCollum, G. (1985). The organisation of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*, 8(1), 135–150. doi: 10.1017/S0140525X00020008
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Nevitt, M. C., & Cummings, S. R. (1993). Type of Fall and Risk of Hip and Wrist Fractures: The Study of Osteoporotic Fractures. *Journal of the American Geriatrics Society*, 41(11), 1226–1234. doi:10.1111/j.1532-5415.1993.tb07307.x
- Newell, K. M. (1998). Degrees of Freedom and the Development of Postural Center of Pressure Profiles. In K. M. Newell & P. C. M. Molenaar (Eds.), *Applications of nonlinear dynamics to developmental process modeling*. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.
- Newell, K. M., Slobounov, S. M., Slobounova, E. S., & Molenaar, P. C. M. (1997). Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles. *Experimental Brain Research*, 113(1), 158–164. doi:10.1007/bf02454152
- Newton, R. A. (2001). Validity of the multi-directional reach test: a practical measure for limits of stability in older adults. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 56, 248-252. doi: 10.1093/gerona/56.4.m248
- Novy, T.C., Vitriana, V., Sastradimaja, S.B., & Defi, I.R. (2013). Effect of Overground Walking and Treadmill Exercise on Walking Speed and Walking Ability in Elderly. *International Journal of Integrated Health Sciences*, 1 (1). doi:10.15850/ijih.v1n1.105
- Opavský, J. (2005). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Osoba, M. Y., Rao, A. K., Agrawal, S. K., & Lalwani, A. K. (2019). Balance and gait in the elderly: A contemporary review. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*. 4(1). 143–153. doi: 10.1002/lio2.252

Papegaaij, S., Taube, W., Baudry, S., Otten, E., & Hortobágyi, T. (2014). Aging causes a reorganization of cortical and spinal control of posture. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 6. doi:10.3389/fnagi.2014.00028

Parvataneni, K., Ploeg, L., Olney, S. J., & Brouwer, B. (2009). Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clinical Biomechanics*, 24(1), 95–100. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.07.002

Pasma, J. H., Engelhart, D., Maier, A. B., Schouten, A. C., van der Kooij, H., & Meskers, C. G. M. (2015). Changes in sensory reweighting of proprioceptive information during standing balance with age and disease. *Journal of Neurophysiology*, 114(6), 3220–3233. doi:10.1152/jn.00414.2015

Paterson, D. H. & Warburton, D. E. (2010). Physical activity and functional limitations in older adults: a systematic review related to Canada's Physical Activity Guidelines. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 7(1), 38. doi: 10.1186/1479-5868-7-38

Pereira, N. M., Araya, M. J. P. M., & Scheicher, M. E. (2020). Effectiveness of a Treadmill Training Programme in Improving the Postural Balance on Institutionalized Older Adults. *Journal of Aging Research*, 2020, 1–7. doi:10.1155/2020/4980618

Pereira, N. M. R. & Scheicher, M. E. 2018. Postural imbalance in the Elderly: Main Aspects. Retrieved 25.4.2019 from the World Wide Web: <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.79830>

Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: Slack Incorporated.

Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New York, NY: Slack Inc

Peterka, R.J. (2002). Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology*, 88(3), 1097 – 1118. doi: 10.1152/jn.2002.88.3.1097

Peterka, R. J., & Loughlin, P. J. (2004). Dynamic Regulation of Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology*, 91(1), 410–423. doi:10.1152/jn.00516.2003

- Peters, R. (2006). Ageing and the brain. *Postgraduate Medical Journal*, 82(964), 84–88. doi:10.1136/pgmj.2005.036665
- Pincus, S. (1995). Approximate entropy (ApEn) as a complexity measure. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 5(1), 110–117. doi:10.1063/1.166092
- Pincus, S. M. (1991). Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 88(6), 2297–2301. doi: 10.1073/pnas.88.6.2297
- Pirouzi, S., Motealleh, A. R., Fallahzadeh, F., & Fallahzadeh, M. A. (2014). Effectiveness of treadmill training on balance control in elderly people: a randomized controlled clinical trial. *Iranian journal of medical sciences*, 39(6), 565–570. Retrieved 10.4.2020 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4242992/>
- Pizzigalli, L., Micheletti Cremasco, M., Mulasso, A., & Rainoldi, A. (2016). The contribution of postural balance analysis in older adult fallers: A narrative review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 20(2), 409–417. doi:10.1016/j.jbmt.2015.12.008
- Pritcher, M. R., Whitney, S. L., Marchetti, G. F., & Furman, J. M. (2008). The Influence of Age and Vestibular Disorders on Gaze Stabilization. *Otology & Neurotology*, 29(7), 982–988. doi:10.1097/mao.0b013e31818457fb
- Proske, U., & Gandieva, S. C. (2009). The kinaesthetic senses. *Journal of Physiology*, 587(17), 4139–4146. doi: 10.1113/jphysiol.2009.175372
- Pyykkö, I., Aalto, H., Hytönen, M., Starck, J., Jäntti, P., & Ramsay, H. (1988). Effect of age on postural control. In B. Amblard, A. Berthoz, & F. Clarac (Eds.), *Posture and Gait: Development, adaptation and modulation*. Amsterdam: Excerpta Medica.
- Raffalt, P. C., McCamley, J., Denton, W., & Yentes, J. M. (2018). Sampling frequency influences sample entropy of kinematics during walking. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 57(4): 759–764. doi: 10.1007/s11517-018-1920-2
- Ragnarsdóttir, M. (1996). The Concept of Balance. *Physiotherapy*, 82(6), 368–375. doi: 10.1016/S0031-9406(05)66484-X
- Ramdani, S., Seigle, B., Varoqui, D., Bouchara, F., Blain, H., & Bernard, P. L. (2010). Characterizing the Dynamics of Postural Sway in Humans Using Smoothness and

Regularity Measures. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(1), 161–171. doi: 10.1007/s10439-010-0137-9.

Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21(1), 48–58. doi:10.1016/j.gaitpost.2003.11.006

Regnaux, J., Roberston, J., Smail, D., Daniel, O., & Bussel, B. (2006). Human treadmill walking needs attention. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(1), 19. doi: 10.1186/1743-0003-3-19

Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *AJP Heart and Circulatory Physiology*, 278(6), H2039–H2049. doi: 10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039

Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., & Kerrigan, D. C. (2007). A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, 26(1), 17–24. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.07.003

Riva, F., Toebe, M. J. P., Pijnappels, M., Stagni, R., & van Dieën, J. H. (2013). Estimating fall risk with inertial sensors using gait stability measures that do not require step detection. *Gait & Posture*, 38(2), 170–174. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.05.002

Romero, D. H., & Stelmach, G. E. (2003). Changes in postural control with aging and parkinson's disease. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(2), 27–31. doi:10.1109/memb.2003.1195692

Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). *Human walking*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

Rowan S. L., Rygiel K., Purves-Smith F. M., Solbak N. M., Turnbull D. M., & Hepple R. T. (2012). Denervation causes fiber atrophy and myosin heavy chain co-expression in senescent skeletal muscle. *PLoS One*. 7(1), e29082. doi: 10.1371/journal.pone.0029082

Rubenstein, L.Z. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies. *Age Ageing*, 35(2), 37–41. doi: 10.1093/ageing/afl084

- Rubenstein, L.Z. & Josephson, K. R. (2002). The epidemiology of falls and syncope. *Clinics in Geriatric Medicine*, 18(2), 141–158. doi: 10.1016/s0749-0690(02)00002-2
- Sabatini, A. M. (2000). Analysis of postural sway using entropy measures of signal complexity. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 38, 617–624. doi.org/10.1007/BF02344866
- Saggini, R., Carmignano, S., M., Cosenza, L., Palermo, T., & Bellomo, R. G. (2017). *Rehabilitation in Sarcopenic Elderly*. Retrieved 13.4.2019 from the World Wide Web: <https://www.intechopen.com/books/frailty-and-sarcopenia-onset-development-and-clinical-challenges/rehabilitation-in-sarcopenic-elderly>
- Seidler, R. D., Bernard, J. A., Burutolu, T. B., Fling, B. W., Gordon, M. T., Gwin, J. T., ... Lipps, D. B. (2010). Motor control and aging: Links to age-related brain structural, functional, and biochemical effects. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 34(5), 721–733. doi:10.1016/j.neubiorev.2009.10.005
- Shaffer S. W. & Harrison A. L. (2007). Aging of the somatosensory system: a translational perspective. *Phys. Ther.* 87, 193–207. doi: 10.2522/ptj.20060083
- Shapiro, A., & Melzer, I. (2010). Balance perturbation system to improve balance compensatory responses during walking in old persons. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 7(1), 32. doi:10.1186/1743-0003-7-32
- Shimada, H., Obuchi, S., Furuna, T., & Suzuki, T. (2004). New Intervention Program for Preventing Falls Among Frail Elderly People. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(7), 493–499. doi:10.1097/01.phm.0000130025.54168.91
- Shumway-Cook, A., Baldwin, M., Polissar, N. L., & Gruber, W. (1997). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Physical Therapy*, 77(8), 812–819. doi: 10.1093/ptj/77.8.812
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy*, 80(9), 896-903. Retrieved 13.4.2019 from the World Wide Web: <https://academic.oup.com/ptj/article/80/9/896/2842520>

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2001). "Chapter 9: aging and postural control," in *Motor Control: Theory and Practical Applications*, 2nd Edn, ed. M. Biblis (Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins), 222–247.

Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. (2011). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice* (4th ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

Schmid, M., Casabianca, L., Bottaro, A., & Schieppati, M. (2008). Graded changes in balancing behavior as a function of visual acuity. *Neuroscience*, 153(4), 1079–1091. doi: 10.1016/j.neuroscience.2008.03.024

Schmit, J. M., Regis, D. I., & Riley, M. A. (2005). Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes. *Experimental Brain Research*, 163(3), 370–378. doi:10.1007/s00221-004-2185-6

Schniepp, H. C., Koebley, S. R., & Vollrath, F. (2013). Brown Recluse Spider's Nanometer Scale Ribbons of Stiff Extensible Silk. *Advanced Materials*, 25(48), 7028–7032. doi: 10.1002/adma.201302740

Schniepp, R., Wuehr, M., Pradhan, C., Novozhilov, S., Krafczyk, S., Brandt, T., & Jahn, K. (2013). Nonlinear Variability of Body Sway in Patients with Phobic Postural Vertigo. *Frontiers in Neurology*, 4. doi:10.3389/fneur.2013.00115

Schubert, P. , Kirchner, M. , Schmidtbleicher, D. and Haas, C. (2012) About the structure of posturography: Sampling duration, parametrization, focus of attention (part I). *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 5, 496-507. doi: 10.4236/jbise.2012.59062.

Schuurmans, H., Steverink, N., Lindenberg, S., Frieswijk, N., & Slaets, J. P. J. (2004). Old or frail: What tells us more? *The Journal of Gerontology*, 59(9), 962–965. doi: 10.1093/gerona/59.9.m962

Soames, R. W., & Atha, J. (1982). The spectral characteristics of postural sway behaviour. *European Journal of Applied Physiology*, 49, 169–177. doi.org/10.1007/BF02334065

Soderberg, G. (1997). *Kinesiology: Application to pathological motion* (2nd ed.). Baltimore, MD: Williams and Wilkins.

- Speers, R. A., Paloski, W. H., & Kuo, A. D. (1998). Multivariate changes in coordination of postural control following spaceflight. *Journal of Biomechanics*, 31(10), 883–889. doi:10.1016/s0021-9290(98)00065-7
- Spirduto, W. W. (1995). *Physical dimensions of aging*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Stergiou, N., Buzzi, U. H., Kurz, M. J., & Heidel, J. (2004). Nonlinear tools in human movement. In R. Stergiou (Ed.), *Innovative analyses of human movement: Analytical tools for human movement research* (pp. 63–90). Champaign, IL: Human Kinetics. doi: 10.2522/ptj.20080130
- Stergiou, N., Harbourne, R. T., & Cavanaugh, J. T. (2006). Optimal Movement Variability. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 30(3), 120–129. doi:10.1097/01.npt.0000281949.48193.d9
- Stevens, J. A. (2005). Falls among elder adults: risk factors and prevention strategies. *Journal of Safety Research*, 36(4), 409–411. doi: 10.1016/j.jsr.2005.08.001
- Stijntjes, M., Pasma, J. H., van Vuuren, M., Blauw, G. J., Meskers, C. G. M., & Maier, A. B. (2014). Low Cognitive Status Is Associated with a Lower Ability to Maintain Standing Balance in Elderly Outpatients. *Gerontology*, 61(2), 124–130. doi:10.1159/000364916
- Stins, J. F., Michielsen, M. E., Roerdink, M., & Beek, P. J. (2009). Sway regularity reflects attentional involvement in postural control: Effects of expertise, vision and cognition. *Gait & Posture*, 30(1), 106–109. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.04.001
- Svoboda, Z., Bizovska, L., Gonosova, Z., Linduska, P., Kovacikova, Z., & Vuillerme, N. (2019). Effect of aging on the association between ankle muscle strength and the control of bipedal stance. *PLOS ONE*, 14(10), e0223434. doi:10.1371/journal.pone.0223434
- Takakusaki, K., Oohinata-Sugimoto, J., Saitoh, K., & Habaguchi, T. (2004). Role of basal ganglia–brainstem systems in the control of postural muscle tone and locomotion. *Brain Mechanisms for the Integration of Posture and Movement*, 143 (23), 231–237. doi:10.1016/s0079-6123(03)43023-9

- Tamburini, P., Storm, F., Buckley, C., Bisi, M. C., Stagni, R., & Mazzà, C. (2018). Moving from laboratory to real life conditions: Influence on the assessment of variability and stability of gait. *Gait & Posture*, 59, 248–252. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.10.024
- Tang, P.-F., & Woollacott, M. H. (1998). Inefficient Postural Responses to Unexpected Slips During Walking in Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 53A(6), M471–M480. doi: 10.1093/gerona/53a.6.m471
- Taube, W., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiologica*, 193(2), 101–116. doi:10.1111/j.1748-1716.2008.01850.x
- Teasdale, N., & Simoneau, M. (2001). Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait & Posture*, 14(3), 203–210. doi:10.1016/s0966-6362(01)00134-5
- Terrier, P., & Dériaz, O. (2011). Kinematic variability, fractal dynamics and local dynamic stability of treadmill walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8(1), 12. doi: 10.1186/1743-0003-8-12
- Terrier, P., & Reynard, F. (2015). Effect of age on the variability and stability of gait: A cross-sectional treadmill study in healthy individuals between 20 and 69 years of age. *Gait & Posture*, 41(1), 170–174. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.09.024
- Thach, W.T., & Bastian, A. J. (2004). Role of the cerebellum in the control and adaptation of gait in health and disease. *Brain Mechanisms for the Integration of Posture and Movement*, 143(34), 353–366. doi:10.1016/s0079-6123(03)43034-3
- Tinetti, M.E. (2003). Clinical practice: preventing falls in elderly persons. *The New England Journal of Medicine*, 348(1), 42–49. doi: 10.1056/NEJMc020719
- Tinetti, M. E. & Kumar, C. (2010). The patient who falls: “It’s always a trade-off”. *JAMA*. 303(3), 258–66. doi: 10.1001/jama.2009.2024
- Topinková, E. (2005). *Geriatric pro praxi*. Praha: Galén.

- Topper, A. K., Maki, B. E., & Holliday, P. J. (1993). Are Activity-Based Assessments of Balance and Gait in the Elderly Predictive of Risk of Falling and/or Type of Fall? *Journal of the American Geriatrics Society*, 41(5), 479–487. doi:10.1111/j.1532-5415.1993.tb01881.x
- Trew, M., & Everett, T. (1997). Human movement (3rd, ed.). New York, NY: Churchill Livingstone
- Trojan, S., Druga, R., & Pfeiffer, J. (1990). *Centrální mechanismy řízení motoriky* (2.vyd.). Praha: Avicenum
- Tsai, Y.-C., Hsieh, L.-F., & Yang, S. (2014). Age-related changes in posture response under a continuous and unexpected perturbation. *Journal of Biomechanics*, 47(2), 482–490. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.10.047
- Timmann, D., & Horak, F.B.(1997). Prediction and set-dependent scaling of early postural responses in cerebellar patients. *Brain*, 120(2), 327–337. doi:10.1093/brain/120.2.327
- Uchiyama, M., & Demura, S. (2007). Influence of changes in visual acuity in under various visual field conditions on the spectral characteristics of centre of pressure sway. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 47(2), 210–216. . Retrieved 13.4.2019 from the World Wide Web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17557061>
- Van der Kooij, H., & de Vlugt, E. (2007). Postural Responses Evoked by Platform Perturbations Are Dominated by Continuous Feedback. *Journal of Neurophysiology*, 98(2), 730–743. doi:10.1152/jn.00457.2006
- Van Dieën, J. H., & Pijnappels, M. (2017). Balance Control in Older Adults. *Locomotion and Posture in Older Adults*, 237–262. doi:10.1007/978-3-319-48980-3_16
- Vandervoort, A. A., & McComas, A. J. (1986). Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology*, 61(1), 361–367. doi:10.1152/jappl.1986.61.1.361
- Vařeka, I. (2002a). Posturální stabilita (I. část) terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-121. Retrieved 13.4.2019 from the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1

Vařeka, I. (2002b). Posturální stabilita (II. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 122-129. . Retrieved 13.4.2019 from the World Wide Web: https://www.researchgate.net/publication/280087508_Posturalni_stabilita_Cast_2

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada

Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: TRITON.

Watt, J. R., Franz, J. R., Jackson, K., Dicharry, J., Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (2010). A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics*, 25(5), 444–449. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2009.09.002

Whipple, R., Wolfson, L., Derby, C., Singh, D., & Tobin, J. (1993). Altered Sensory Function and Balance in Older Persons. *Journal of Gerontology*, 48(Special_Issue), 71–76. doi:10.1093/geronj/48.special_issue.71

White, S.C., Yack, H.J., Tucker, C.A., Lin, H.Y. (1998). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking, *Med. Sci. Sports Exerc.*, 30(10), 1537–1542. doi: 10.1097/00005768-199810000-00011

Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement* (2nd ed.). New York, NY: John Wiley and Sons.

Winter, D. A. (1995a). A. B. C. (*Anatomy, Biomechanics and Control*) of balance during standing and walking. Waterloo: University of Waterloo.

Winter, D. A. (1995b). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3(4), 193–214. doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9

Woollacott, M., Inglis, B., & Manchester, D. (1988). Response Preparation and Posture Control Neuromuscular Changes in the Older Adult. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 515(1 Central Deter), 42–53. doi:10.1111/j.1749-6632.1988.tb32964.x

World Health Organization. (2007). A guide for population-based approaches to increasing levels of physical activity: implementation of the WHO Global Strategy on Diet, Physical

Activity and Health. Geneva, World Health Organization. Retrieved 13.4.2019 from the World Wide Web: <https://www.who.int/dietphysicalactivity/physical-activity-promotion-2007.pdf>

World Health Organization. (2015). Geneva: World Health Organization; Retrieved 6.4.2019 from the World Wide Web: <http://www.who.int/>.

World Health Organization. (2017a). *Falls*. Retrieved 25.3.2020 from World Wide Web: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/falls>

World Health Organization. (2017b). *Integrated Care for Older People*. Geneva; 2017. Retrieved 6.4.2019 from the World Wide Web: <http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/258981/1/9789241550109eng.pdf?ua=1>

Wu, S.-D., Wu, C.-W., Lin, S.-G., Lee, K.-Y., & Peng, C.-K. (2014). Analysis of complex time series using refined composite multiscale entropy. *Physics Letters A*, 378(20), 1369–1374. doi:10.1016/j.physleta.2014.03.034

Zanetti, C., & Schieppati, M. (2007). Quiet stance control is affected by prior treadmill but not overground locomotion. *European Journal of Applied Physiology*, 100(3), 331–339. doi:10.1007/s00421-007-0434-7

Zumbrunn, T., MacWilliams, B. A., & Johnson, B. A. (2011). Evaluation of a single leg stance balance test in children. *Gait & Posture*, 34(2), 174-177. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.04.005

11 PRÍLOHY

Príloha 1

Funkčné kategórie seniorov z hľadiska vykonávania bežných denných činností každenného života (Spirduso, 1995)

Kategórie	Úroveň aktivít	Charakteristika	Zdravotnícke a sociálne potreby
Elitní	náročné ADL	tolerancia extrémnej záťaže	tréningová záťaž
Zdatní (fit)	náročné ADL	pravidelná pohybová aktivita, šport, dobrá kondícia	žiadne obmedzenia, kondičné programy
Nezávislí (independent)	inštrumentálne ADL (IADL) bez problémov za bežných podmienok	zvládajú všetko, ale bez rezerv, sedavý spôsob života, ľahká dekompenzácia	rekondičné programy
Krehkí (frail)	IADL s problémami	hranične zvládajú, občasná pomoc, nezvládnu záťaž	podpora rodiny, opatrovateľské služby
Závislí (dependent)	IADL nezvládnu, problémy s bazálnymi ADL	obmedzená mobilita, často nevychádzajú z bytu, pomoc i v ADL	pravidelná pomoc rodiny alebo opatrovateľské služby
Úplne závislí (totally dependent)	nezvládnu ani bazálne ADL	upútaní na lôžko či do kresla, nezvládnu sebaobsluhu	opatrovateľská starostlivosť pri bazálnych ADL (hygiena, kŕmenie, prevencia dekubitov)

Príloha 2

Súhlas etickej komisie



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 6. 12. 2018 byl projekt výzkumné práce (základního výzkumu)

Autor /hlavní řešitel/: Mgr. Zuzana Hirjaková, PhD.

Spoluřešitelé: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.; Mgr. Lucia Bizovská; Bc. Jakub Štefánek; Bc. Mária Magdaléna Jindrová

s názvem

Vplyv chôdze v rôznych podmienkach na posturálnu stabilitu

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **76/ 2018**
dne: **21. 12. 2018.**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 01 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Príloha 3

Informovaný súhlas s účasťou na meraní

Informovaný súhlas

Název studie (projektu): Vplyv chôdze v rôznych podmienkach na posturálnu stabilitu

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.
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. 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 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:

Príloha 4a

Protokol

PROTOKOL

Meno.....

Skratka.....

Vek..... Výška..... Váha..... Skúsenosť s bež.
pásom.....

Zdravotný

stav.....

.....

.....

Pohybové

aktivity.....

Pády.....

.....

I. Familiarizácia – 6 minút chôdza na bežeckom páse + 15 minút oddych

II. Tepová frekvencia:, čas

1) OTV1 – oči otvorené, pevná podložka (50s)

2) ZAT1 – oči zatvorené, pevná podložka (50s)

3) MOT1 – oči otvorené, molitan (50s)

4) MZA1 – oči zatvorené molitan (50s)

Tepová frekvencia:, čas

III. Chôdza na bežeckom páse rýchlosťou 3km/h – 6 minút

IV. Tepová frekvencia:, čas

5) OTV2 – oči otvorené, pevná podložka (50s)

6) ZAT2 – oči zatvorené, pevná podložka (50s)

7) MOT2 – oči otvorené, molitan (50s)

8) MZA2 – oči zatvorené molitan (50s)

Tepová frekvencia:, čas

V. Oddych - 15 minút

VI. Tepová frekvencia:, čas

9) OTV3 – oči otvorené, pevná podložka (50s)

10) ZAT3 – oči zatvorené, pevná podložka (50s)

11) MOT3 – oči otvorené, molitan (50s)

12) MZA3 – oči zatvorené molitan (50s)

Tepová frekvencia:, čas

Príloha 4b

Protokol

VII. Chôdza po chodbe rýchlosťou 3km/h (12m za 14,5s) – 6 minút

VIII. Tepová frekvencia:, čas

13) OTV4 – oči otvorené, pevná podložka (50s)

14) ZAT4 – oči zatvorené, pevná podložka (50s)

15) MOT4 – oči otvorené, molitan (50s)

16) MZA4 – oči zatvorené molitan (50s)

Tepová frekvencia:, čas

Príloha 5

Potvrdenie o odbornom preklade „Abstraktu“ a „Zhrnutia“ danej diplomovej práce do anglického jazyka

Prekladateľská doložka

Overenie prekladu som vypracoval ako prekladateľ zapísaný v zozname znalcov, tlmočníkov a prekladateľov, ktorý vedie Ministerstvo spravodlivosti Slovenskej republiky v odbore slovenský jazyk – anglický jazyk, evidenčné číslo prekladateľa 970270.

Preklad je v denníku zapísaný pod číslom21/2020..... .

Preklad súhlasí s prekladanou listinou.

Som si vedomý možných dôsledkov vedome nesprávneho prekladu.

CERTIFICATION

I elaborated the attached verification of translation as a translator registered in the list of experts, interpreters and translators of Ministry of Justice, The Slovak Republic in the branch *English* language, translator's reg. number 970270.

Translation is registered under no. 21/2020

Translation agrees with the document served.

I am aware of possible consequences of knowingly incorrect translation.



A handwritten signature in black ink, appearing to read "Medvecký", written over a horizontal line.

.....
Mgr. Jozef Medvecký

úradný prekladateľ pre anglický jazyk

sworn translator for English language

V Dolnom Kubíne, In Dolný Kubín, this 23 April 2020.....