

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Tadeja Zacirkovnik

**OBČUTLJIVOST TESTOV
DINAMIČNEGA RAVNOTEŽJA ZA
ZAZNAVANJE RAZLIK V RAVNOTEŽJU
MED MLAJŠIMI IN STAREJŠIMI
OSEBAMI**

Magistrsko delo

Koper, november 2012

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

APLIKATIVNA KINEZIOLOGIJA

**OBČUTLJIVOST TESTOV
DINAMIČNEGA RAVNOTEŽJA ZA
ZAZNAVANJE RAZLIK V RAVNOTEŽJU
MED MLAJŠIMI IN STAREJŠIMI
OSEBAMI**

Magistrsko delo

MENTOR
doc. dr. Nejc Šarabon

Avtorica dela
TADEJA ZACIRKOVNIK

Koper, november 2012

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
UNIVERSITÀ DEL LITORALE / UNIVERSITY OF PRIMORSKA

FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE
FACOLTÀ DI SCIENZE MATEMATICHE NATURALI E TECNOLOGIE INFORMATICHE
FACULTY OF MATHEMATICS, NATURAL SCIENCES AND INFORMATION TECHNOLOGIES

Glagoljaška 8, SI - 6000 Koper
Tel.: (+386 5) 611 75 70
Fax: (+386 5) 611 75 71
www.famnit.upr.si
info@famnit.upr.si



UNIVERZA NA PRIMORSKEM
UNIVERSITÀ DEL LITORALE
UNIVERSITY OF PRIMORSKA
Titov trg 4, SI – 6000 Koper
Tel.: + 386 5 611 75 00
Fax.: + 386 5 611 75 30
E-mail: info@upr.si
<http://www.upr.si>

IZJAVA O AVTORSTVU MAGISTRSKEGA DELA

Podpisana Tadeja Zacirkovnik študentka magistrskega študijskega programa 2. stopnje Aplikativna kineziologija,

izjavljam,

da je magistrsko delo z naslovom Občutljivost testov dinamičnega ravnotežja za zaznavanje razlik v ravnotežju med mlajšimi in starejšimi osebami

- rezultat lastnega raziskovalnega dela,
- so rezultati korektno navedeni in
- nisem kršil/a pravic intelektualne lastnine drugih.

Soglašam z objavo elektronske verzije magistrskega dela v zbirki »Dela UP FAMNIT« ter zagotavljam, da je elektronska oblika magistrskega dela identična tiskani.

Podpis študentke:

V Kopru, dne 9. 11. 2012

ZAHVALA

Zahvaljujem se mentorju, doc. dr. Nejc Šarabonu, za strokovno pomoč, nasvete in usmerjanja pri pripravi in pisanju magistrskega dela.

Hvala tudi direktorici, mag. Zvonki Hočevar, in fizioterapeutom Doma upokojencev Kranj, ki so omogočili in pomagali pri pripravi in izvedbi raziskave pri starejših.

Zahvalila bi se tudi vsem prostovoljcem, ki so si vzeli čas in so bili pripravljeni sodelovati v raziskavi mojega zaključnega dela.

Hvala vsem prijateljem za pomoč, moralno podporo in vzpodbude pri pisanju zaključnega dela. Hvala tudi mami, očetu in sestrama, ki so mi stali ob strani, me vselej podpirali, mi pomagali in svetovali.

Ime in PRIIMEK: Tadeja ZACIRKOVNIK

Naslov magistrskega dela: Občutljivost testov dinamičnega ravnotežja za zaznavanje razlik v ravnotežju med mlajšimi in starejšimi osebami

Kraj: Koper

Leto: 2012

Število listov: 103 Število slik: 8 Število tabel: 8

Število prilog: 8 Št. strani prilog: 9

Število referenc: 185

Mentor: doc. dr. Nejc Šarabon

UDC: 796.012.266(043.2)

Ključne besede: nadzor drže, dinamično ravnotežje, merske lastnosti testov

Povzetek:

S starostjo prihaja do številnih sprememb v fiziološkem delovanju človeškega organizma, kar se odraža tudi v slabšem nadzoru ravnotežja in posledično večim tveganjem za padce. Namen te magistrske naloge je bil poiskati parametre testov dinamičnega ravnotežja, ki najbolj razlikujejo ravnotežje starejših in mlajših odraslih oseb, in s tem poiskati najbolj občutljivo orodje za spremljanje vplivov staranja na dinamično ravnotežje. V raziskavi je sodelovalo 27 mladih (od 19 do 34 let) in 22 starejših (od 67 do 100 let) preiskovancev, brez ortopedskih in živčno-mišičnih obolenj. Preiskovanci so izvajali teste statičnega (paralelna stoja z odprtimi in zaprtimi očmi, semitandemska stoja z odprtimi očmi) in teste dinamičnega ravnotežja (funkcionalni doseg, test dosega z nogo, test dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije, test ritmičnega prenosa teže v anterio-posteriorni smeri, test čim hitrejšega koraka naprej na vidni signal in test maksimalnega koraka naprej). Parametri meritve ravnotežja so vključevali parametre gibanja središča pritiska telesa, reakcijskega časa in parametre izmerjene dolžine. Rezultati analize kažejo statistično značilne razlike med mlajšimi in starejšimi preiskovanci pri vseh testih. Največjo občutljivost kažejo parametri funkcionalnega dosega, parametri dosega z nogo, dolžina koračnih testov ter določeni parametri dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije. Testi statičnega ravnotežja predstavljajo nižjo občutljivost kot testi dinamičnega ravnotežja. Statistično najbolj občutljivi parametri predstavljajo najmočnejše povezave med seboj. Prenos telesne teže je pomemben faktor opazovanja poslabšanja ravnotežja pri starejših, kar nakazuje visoka občutljivost izbranih parametrov. Večji vpliv starostnih sprememb se kaže na izvajanje dinamičnega ravnotežja v primerjavi z izvajanjem statičnega ravnotežja. Povezave med dinamični testi nakazujejo na podobno analogijo nadzora ravnotežja pri izbranih testih.

Name and SURNAME: Tadeja ZACIRKOVNIK

Title of master thesis: Sensitivity of dynamic balance tests to detect a difference in the balance between young and elderly persons

Place: Koper

Year: 2012

Number of pages: 103 Number of pictures: 8 Number of tables: 8

Number of enclosures: 8 Number of enclosure pages: 9

Number of references: 185

Mentor: assist. prof. Nejc Šarabon

UDC: 796.012.266(043.2)

Key words: postural control system, dynamic balance, metric characteristics of the balance tests

Abstract:

As people age, number of physiological changes (of human body) occur, reflecting also in poorer balance and, consequently, increased risk of falls. The purpose of this master thesis was to find dynamic balance tests parameters that discriminate balance of older and younger adults the most. Thus we can define the most sensitive tool for monitoring the impact of ageing on dynamic balance. The study included 27 younger (from 19 to 34 years) and 22 older (from 67 to 100 years) adults without orthopaedic and neuro-musculoskeletal disorders. Participants performed static (parallel stance with eyes open and closed, semi-tandem stance with eyes open) and dynamic tests (functional reach, star excursion balance test, specific balance test, rhythmic weight shifting test in the anterio-posterior direction, rapid step test on the visual signal and max step test). Balance measured parameters included parameters for the centre of pressure movement, reaction time and length parameters. The results show statistically significant differences between younger and older participants in all tests. The highest sensitivity is represented by parameters of functional reach, star excursion balance test, length of step tests and some of the specific balance test. Static balance tests represent lower sensitivity than dynamic tests. The most sensitive parameters represent the strongest correlations between them. Body weight transfer is an important observation factor for balance degradation in older people. This is indicated by a high sensitivity of the selected parameters. Higher impact of age-related changes is reflected in the implementation of dynamic balance compared to the implementation of static balance. Correlations between different dynamic tests parameters indicate a similar control balance analogy in the selected tests.

KAZALO VSEBINE

| | | |
|--------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1 | UVOD | 1 |
| 1.1 | Struktura naloge | 3 |
| 2 | PREGLED DELOVANJA NADZORNEGA SISTEMA RAVNOTEŽJA | 4 |
| 2.1 | Organizacija nadzornih procesov vzdrževanja ravnotežja..... | 7 |
| 2.2 | Dejavniki, ki vplivajo na kontrolo ravnotežja..... | 9 |
| 2.2.1 | Starost kot pomemben dejavnik vpliva na kontrolo uravnavanja ravnotežja. | 12 |
| 3 | PREGLED OCENJEVALNIH METOD RAVNOTEŽJA..... | 15 |
| 3.1 | Testi aktivnega prenosa telesne teže | 17 |
| 3.1.1 | Funkcionalni doseg | 18 |
| 3.1.2 | Lateralni doseg..... | 19 |
| 3.1.3 | Test maksimalnega dosega v različne smeri | 19 |
| 3.1.4 | Test meje stabilnosti | 20 |
| 3.1.5 | Test dosega z nogo v različne smeri..... | 21 |
| 3.1.6 | Test prenosa telesne teže pri razširjeni podporni podlagi in pri spremenjajoči višini masnega središča telesa | 22 |
| 3.2 | Testi nestabilne podporne podlage..... | 23 |
| 3.2.1 | Test nestabilne podporne podlage v eni ravnini | 24 |
| 3.2.2 | Test nestabilne podlage v različnih ravninah | 25 |
| 3.3 | Testi nenadne motnje | 25 |
| 3.3.1 | Test nenačnega sunka preko trupa | 26 |
| 3.3.2 | Test nepričakovane motnje aplicirane preko podporne podlage | 26 |
| 3.3.3 | Test enonožnih poskokov | 27 |
| 3.4 | Funkcionalni testi | 27 |
| 3.4.1 | Test koraka | 28 |
| 3.4.2 | Test štirih kvadratov..... | 29 |
| 3.4.3 | Dinamični indeks hoje..... | 30 |
| 3.4.4 | Funkcionalna ocena hoje | 30 |
| 3.4.5 | Časovno merjeni vstani in pojdi test | 30 |
| 3.4.6 | Časovno merjeni čas hoje | 31 |
| 3.4.7 | Bergova ravnotežna lestvica | 32 |
| 3.4.8 | Sistemski test ocenjevanja ravnotežja | 33 |
| 3.4.9 | Tinnetijev test | 33 |
| 3.4.10 | Lestvica ocene lastnega zaupanja v ravnotežno sposobnost | 33 |
| 3.4.11 | Ocenjevalne lestvice | 34 |
| 4 | PREDMET, PROBLEM IN NAMEN DELA..... | 35 |
| 5 | CILJI IN HIPOTEZE | 37 |
| 6 | METODE DELA..... | 38 |
| 6.1 | Preiskovanci..... | 38 |
| 6.2 | Protokol testiranja | 39 |
| 6.2.1 | Testi statičnega ravnotežja | 39 |
| 6.2.2 | Testi dinamičnega ravnotežja | 40 |
| 6.3 | Obdelava podatkov in statistična analiza | 46 |
| 7 | REZULTATI..... | 48 |
| 7.1 | Rezultati občutljivosti parametrov | 48 |
| 7.2 | Rezultati povezav med ravnotežnimi testi | 52 |
| 8 | RAZPRAVA | 58 |
| 8.1 | Test funkcionalnega dosega naprej | 58 |
| 8.2 | Test dosega z nogo | 61 |
| 8.3 | Dinamično sledenje predhodno definirani krivulji na podlagi vidne povratne informacije | 64 |
| 8.4 | Ritmični prenos telesne teže v antero-posteriorni smeri | 65 |
| 8.5 | Test hitrega koraka na vidni signal..... | 67 |
| 8.6 | Maksimalni korak naprej | 68 |
| 9 | SKLEP | 70 |
| 10 | VIRI IN LITERATURA | 72 |

KAZALO TABEL

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1: Splošni podatki preiskovancev..... | 38 |
| Tabela 2: Občutljivost parametrov testov dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije (SBT), maksimalnega koraka (MST), testa čim hitrejšega koraka naprej na vidni signal (RT), ritmičnega prenosa telesne teže v antero-posteriorni smeri (RWS), dosega z nogo (SEBT) in funkcionalnega dosega naprej (FR)..... | 50 |
| Tabela 3: Občutljivost parametrov statičnega ravnotežja | 51 |
| Tabela 4: Korelacija (r) med parametri testov dinamičnega ravnotežja..... | 53 |
| Tabela 5: Korelacija (r) med parametri testov dinamičnega ravnotežja..... | 54 |
| Tabela 6: Korelacijske (r) parametrov testa dosega z nogo (SEBT). | 55 |
| Tabela 7: Korelacija parametrov statičnega ravnotežja s parametri testov dinamičnega ravnotežja..... | 56 |
| Tabela 8: Korelacija parametrov testa dosega z nogo (SEBT) in ritmičnega prenosa telesne teže v antero-posteriorni smeri (RWS) s parametri statičnega ravnotežja. | 57 |

KAZALO SLIK

| | |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Slika 1: Notranji dejavniki (individualne lastnosti), ki vplivajo na učinkovito uravnavanje ravnotežja (povzeto po Horak, 2006)..... | 11 |
| Slika 2: Model dejavnikov vključenih v posturalno kontrolo (povzeto po Horak idr., 1997)). | 12 |
| Slika 3: Test funkcionalnega dosega naprej. | 41 |
| Slika 4: Test dosega z nogo v anteriorni, lateralni in posteriorni smeri..... | 42 |
| Slika 5: Test dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije.... | 43 |
| Slika 6: Test ritmičnega prenosa teže v antero-posteriorni smeri. | 44 |
| Slika 7: Test čim hitrejšega koraka naprej na vidni signal | 45 |
| Slika 8: Test maksimalnega koraka naprej..... | 46 |

TABELA KRATIC

| Kratica | Opis kratice |
|---------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------|
| CoP | Središče pritiska na podlago, iz angl.: Centre of pressure |
| CoM | Masno središče telesa, iz angl.: Centre of mass |
| EMG | Elektromiogram, iz angl.: Electromyogram |
| FR | Funkcionalni doseg, iz angl.: Functional reach |
| LR | Lateralni doseg, iz angl.: Lateral reach |
| MDRT | Test maksimalnega dosega v različne smeri, iz angl.: Multi-Directional reach test |
| LOS | Test meje stabilnosti, iz angl.: Limit of stability test |
| SEBT | Test dosega z nogo v različne smeri, iz angl.: Star excursion balance test |
| SBT | Test dinamičnega sledenja na podlagi vizualne povratne informacije, iz angl.: Specific balance test |
| RWS | Ritmični prenos telesne teže, iz angl.: Rhythmic weight shifting |
| RS | Test hitrega koraka naprej, iz angl.: Rapid step |
| MST | Maksimalni korak naprej, iz angl.: Max step test |
| m-l | Medialno-lateralno, iz angl.: Medio-lateral |
| a-p | Anteriorno-posteriorno, iz angl.: Anterior-posterior |

1 UVOD

Ohranjanje ravnotežja med stojo in gibanjem je osnovna motorična sposobnost človeškega telesa. Ta ravnotežna sposobnost se je postopoma izoblikovala skozi evolucijo preko številnih anatomskeh in funkcionalnih sprememb človeškega telesa. S postavitvijo človeka na zadnje noge se je težišče telesa premaknilo visoko navzgor, opora na podlago pa je tako postala dvotočkovna in omejena na površino med obema stopaloma (Winter, 1995). Zaradi visokega telesnega težišča in relativno majhne podporne podlage je človeško telo zelo nestabilen sistem. Dodaten izliv pri ohranjanju pokončnega položaja predstavlajo tudi dinamične aktivnosti kot so hoja, tek, skoki, obrati ipd. Da lahko telo ohranja pokončno ravnotežje in se nemoteno giblje po prostoru, se je pri človeku razvil sofisticiran nadzorni sistem drže in ravnotežja. Nadzorni sistem drže in ravnotežja vključuje delovanje večih podsistemov. Pravilno delovanje celotnega nadzornega sistema ravnotežja je bistveno za nemoteno ohranjanje pokončnega položaja in gibanja. Okvara kateregakoli podistema povzroči prilagajanje in dopolnjevanje informacij iz ostalih podsistemov nadzora ravnotežja. Kadar je nepravilno delovanje nadzornega sistema preobsežno in prilagoditveni odgovor ne zadostuje za ublažitev nastale patologije delovanja nadzornega sistema, pride do motnje ohranjanja ravnotežja in posledično do slabše motorične funkcionalnosti človeka (Horak, 2006).

S starostjo se delovanje celotnega nadzornega sistema poslabša. Degeneracija nadzornega sistema ravnotežja v starosti vodi do posledično večje nevarnosti za nastanek padcev. Motnje ravnotežja in posledično povečanje pogostosti padcev je velik problem tako za prizadete posameznike in njihovo zmanjšano kvaliteto življenja kot tudi za javni zdravstveni sistem zaradi velikih stroškov povezanih s padci in njihovimi poškodbami (Stevens, 2006). Le-ti so posledično povezani z večjo in prezgodnjim potrebo po negi na domu in tudi s stroški namestitve v domovih za ostarele (Bloem, Boers, Cramer, Westendorp & Gerschlager, 2001). Po padcu je pogosto prisoten strah pred ponovnim padcem, ki lahko povzroči opuščanje aktivnosti in posledično socialno izolacijo. Manjša mobilnost, večja odvisnost in socialna izolacija starejših sta lahko vzrok za nadaljnjo slabšanje splošnega zdravstvenega stanja. Vse to skupaj z dodatnim upadom kognitivnih sposobnosti posledično vodi v znižanje kakovosti življenja, v depresijo in zgodnejši odhod v socialni zavod. Splošno slabše zdravstveno stanje pa vodi ponovno v večjo fizično šibkost posameznika. Tako se krog soodvisnih dejavnikov ponovi (Bloem idr., 2001). Zaradi staranja prebivalstva in naraščanja števila starejših nad 80 let

(Kannus, Sievänen, Palvanen, Järvinen, & Parkkari, 2005; Vertot, 2008) obstaja verjetnost, da se bo število padcev pri starejših v prihodnosti močno povišalo. Tako bo pomen ohranjanja mobilnost in preprečevanja padcev postajal vedno bolj pomemben (Kannus idr., 2005).

Boljše razumevanje dejavnikov, ki prispevajo k motnjam nadzora ravnotežja pri starejših, je ključnega pomena za zmanjšanje in preprečevanje padcev ter posledičnih poškodb pri starejših. Glavna področja raziskovanja preprečevanja padcev pri starejših so usmerjena predvsem v (i) zgodnje odkrivanje dejavnikov tveganja s strani preučevanja vplivov staranja na delovanje nadzornega sistema ravnotežja (Horak, Sievänen, Palvanen, Järvinen & Parkkari, 2009), (ii) oblikovanje gibalno-športne aktivnosti za starejše (Rugelj, Tomšič & Sevšek, 2011), (iii) predpisovanje raznih pripomočkov za lajšanje posledic staranja (hodilna palica, hojca, očala, slušni aparat itd.) (Voermans, Snijders, Schoon & Bloem, 2007) in (iv) oblikovanje starostniku prijaznega okolja (Voermans idr., 2007).

Pomemben del preventivne obravnave preprečevanja padcev starejših predstavlja torej zgodnje odkrivanje dejavnikov tveganja za padce in ovrednotenje kvalitete uravnavanja ravnotežja pod različnimi ravnotežnimi pogoji. Za zaznavanje dejavnikov tveganja in ovrednotenje kvalitete uravnavanja ravnotežja se uporabljo številni ocenjevalni postopki, ki so pomembni za natančnejšo analizo okvarjenih telesnih funkcij in za napovedovanje ogroženosti posameznika za nastanek padca. Med ocenjevalne postopke se uvršča široka paleta ravnotežnih testov. Najpogosteje se omenja delitev testov na teste statičnega in dinamičnega ravnotežja. Statično ravnotežje je v literaturi dobro opisano, nekoliko manj pa je opredeljeno dinamično ravnotežje. Ocena dinamičnega ravnotežja je zaradi kompleksnosti uravnavanja ravnotežja in zaradi velike variabilnosti med posamezniki v odgovoru na dano dinamično aktivnost veliko bolj zahtevna in kompleksna v primerjavi z oceno statičnega ravnotežja. Zato ni posamezne meritve, ki bi podala končno oceno kvalitete nadzora ravnotežja. Dinamično ravnotežje je pogosteje ocenjeno preko testov hoje in dinamičnih aktivnostih kot so vstajanje, usedanje, obračanje in pobiranje raznih predmetov, ki dajejo oceno o splošnem stanju dinamičnega ravnotežja, ne ocenijo pa specifičnega okvarjenega področja, ki povzroča motnjo ravnotežja (ali je vzrok motnja prenosa telesne teže, slabši posturalni odziv ali spremenjena strategija gibanja, ipd.). Po drugi strani lahko takšni testi dajejo lažno dobro oceno ravnotežja, ki je lahko posledica dobrih kompenzacijskih mehanizmov ravnotežja. Ti kompenzacijski mehanizmi tako

prekrijejo ključno motnjo ravnotežja. Zaradi kompleksnosti uravnavanja in nadzorovanja dinamičnega ravnotežja je torej potrebna kombinacija različnih specifičnih testov dinamičnega ravnotežja.

Merske lastnosti testov specifičnega področja dinamičnega ravnotežja so večinoma raziskane pri mlajši populaciji, manj podatkov pa je raziskanih pri starejši populaciji. Zato so bile v okviru dane magistrske naloge opravljene meritve ravnotežja pri starejših preiskovancih s pomočjo specifičnih testov dinamičnega ravnotežja. Tako smo pridobili podatke o občutljivost testov za zaznavanje poslabšanja ravnotežja pri starejših osebah.

1.1 Struktura naloge

Naloga je razdeljena na tri vsebinske sklope, in sicer na teoretični del pregleda nadzornih mehanizmov ravnotežja, pregled ocenjevalnih metod ravnotežja in eksperimentalni del.

Ohranjanje ravnotežja med stojo in gibanjem je zapleten proces, na katerega vplivajo številni dejavniki. Poznavanje delovanja nadzora ravnotežja ter dejavnikov vpliva je ključno za razumevanje in nadaljnji razvoj ocenjevalnih metod ravnotežja. Tako teoretični del naloge opisuje ravnotežje in udeležene nadzorne mehanizme, ki sodelujejo pri ohranjanju pokončnega položaja med dinamično aktivnostjo in so potrebeni za razumevanje obravnave ravnotežja.

Osrednji del naloge predstavlja pregled ocenjevalnih metod ravnotežja, kjer so opisane najpogosteje uporabljene ocenjevalne metode za analizo ravnotežja ter merske lastnosti najpogosteje uporabljenih testov ravnotežja.

Tretji, eksperimentalni del naloge, se osredotoča predvsem na problem občutljivosti in primerljivosti testov dinamičnega ravnotežja pri starejših osebah. V njem so predstavljeni rezultati raziskave dinamičnih testov ravnotežja opravljenih pri mlajših in starejših preiskovancih. Izpostavljene so posebnosti teh testov, njihove omejitve in podane usmeritve za nadaljnje raziskave.

2 PREGLED DELOVANJA NADZORNEGA SISTEMA RAVNOTEŽJA

Pokončni položaj telesa je iz fizikalnega vidika precej nestabilen sistem (dve tretjini telesne mase sta razporejeni na dve tretjini višine človeškega telesa) (Winter, 1995). Poleg nestabilnosti se telo sooča še s tremi glavnimi izzivi, ki jih zahteva pokončni položaj, in sicer ohranjati mora stabilno držo (ravnotežje) ob prisotnosti gravitacije, ustvarjati ravnotežne odzive, ki predvidevajo namerna ciljno usmerjena gibanja, in vsa gibanja, ki jih proizvede telo, morajo biti prilagodljiva (Kandel, Schwartz & Jessell, 2000). Ravnotežje je pogosto opredeljeno kot sposobnost vzdrževanja masnega središča znotraj meja podporne ploskve (Horak, 1987) v statičnih in dinamičnih pogojih. Pri tem *masno središče telesa (CoM)* predstavlja točko, v kateri je zbrana masa celotnega telesa in je skupek povprečja (lokacij in velikosti) masnih središč vseh telesnih delov (Winter, 1995). Njegova natančna lega je odvisna od položaja vseh telesnih delov in se pri vzravnani stoji nahaja pred ledvenim delom telesa. *Podpora površina* je površina, znotraj katere se giblje središče pritiska, ne da bi telo pri tem izgubilo ravnotežje. Velikost podporne površine je odvisna od velikosti stopal posameznika ter od širine postavitve stopal pri pokončnem položaju telesa (O'Sullivan, Schmitz, & O'Sullivan, 2001). V literaturi je vzdrževanje pokončnega položaja pogosto opisano tudi preko gibanja središča pritiska na podlago. *Središče pritiska na podlago (CoP)* je pri statičnih in kvazistatičnih pogojih opredeljeno kot lokacija oprijemališča vertikalne reakcijske sile podlage. Predstavlja povprečno vrednost vseh pritiskov preko površine področja, ki je v kontaktu s podlago. Lokacija središča pritiska je odvisna od razporeditve telesne teže med nogama. Pri mirni, dvonožni stoji, se nahaja nekje med stopaloma obeh nog (Winter, 1995). Kadar središče pritiska pade izven podporne ploskve, pride do izgube ravnotežja oziroma do izziva ravnotežne reakcije namenjene ohranitvi ali ponovni vzpostavitev ravnotežnega položaja.

Stabilna drža je osnova za ohranjanje ravnotežja nad podporno ploskvijo med hotenimi nameravanimi gibi in pri motnjah, ki prihajajo iz okolja. Ravnotežje drže se opredeljuje kot stanje, v katerem so sile, ki delujejo na telo, v ravovesju. Telo počiva v nameravanem položaju, kar je tako imenovano statično ravnotežje (Horak, 1987). Ohranjanje ravnotežja je pomembno tudi med dinamičnimi aktivnostmi, kot so hoja, vstajanje, usedanje, obračanje, poskoki, aktivni prenos telesne teže pri doseganju različnih predmetov ipd. Med dinamičnimi aktivnostmi skuša nadzorni

sistem ravnotežja ohraniti gibanje središča pritiska znotraj meja podporne površine oziroma kadar središče pritiska pade izven podporne površine (pri večjih motnjah na telo) skuša ponovno vzpostaviti stabilen ravnotežni položaj (Kinsey & Armstrong, 1998). Dinamično ravnotežje tako opredeljuje sposobnost vodenja telesa skozi nameravano gibanje (hoja, sprememba položaja telesa iz ene drže v drugo) in sposobnost telesa ohraniti ravnotežni položaj med delovanjem destabilizirajoče, zunanje sile (Horak, 1987; Kandel idr., 2000).

Da telo ohrani ravnotežje v pokončnem položaju in s tem zagotovi stabilno ter učinkovito gibanje skozi prostor, se je pri človeku razvil specializirani sistem nadzora ravnotežja. Ta nadzorni sistem sestavlja: (i) *senzorični sistem* za zaznavo gibanja telesnih segmentov, (ii) *centralni živčni sistem*, namenjen obdelavi podatkov, ter (iii) *motorični sistem* za izvrševanje motoričnih nalog (O'Sullivan idr., 2001).

Senzorični sistem sestavlja različna telesna čutila, ki prinašajo podatke o položaju, gibanju telesa in podatke o okolici, v kateri se telo giblje (Kuo, 2005). Senzorični sistem vključuje vidni, somatosenzorični in ravnotežni (vestibularni) sistem (Kuo, 2005; O'Sullivan idr., 2001; Winter, 1995). *Vidni sistem* je občutljiv na položaj in gibanje glave ter daje informacijo o orientaciji telesnih segmentov in telesa glede na okolico (Kuo, 2005; O'Sullivan idr., 2001). Vključen je v proces načrtovanja človekovega gibanja in v prilagajanje gibanja različnim pogojem v okolju (Winter, 1995). *Somatosenzorični sistem* je sklop bioloških receptorjev, ki so občutljivi na zaznavanje položaja, zaznavanje hitrosti gibanja telesnih segmentov in orientacijo vseh telesnih segmentov med seboj, glede na okolje ter glede na delovanje gravitacijske sile (Winter, 1995). Pomembnejši receptorji somatosenzoričnega sistema so mišični, sklepni in kožni receptorji ter somatosenzorična in ekstravestibularna gravicepcija. Mišične receptorje sestavljajo mišična vretena in Golgijev tetivni organ. Mišična vretena dajejo osrednjemu živčevju podatke o hitrosti in smeri mišičnega raztega (primarna vlakna) ter o statični dolžini mišic in o položaju udov (sekundarna vlakna) (Kandel idr., 2000). Golgijev tetivni organ je občutljiv na spremembo sile v mišici in daje informacije o gibanju udov, spremembi položaja udov ter oceni težo predmeta, ki jo posamezen ud podpira (Kandel idr., 2000). Sklepni receptorji posredujejo informacijo o spremembi položaja udov, zaznavajo meje gibanja in posredujejo informacijo o ekstremnem položaju sklepa ter tako preprečujejo njegovo poškodbo (Riemann & Lephart, 2002a; Riemann & Lephart, 2002b). Kožni receptorji se odzivajo na

gibanje spodaj ležečih segmentov kot tudi na gibanje sosednjih sklepov. Posredujejo informacije o začetku giba in so pomembni za interpretacijo signalov iz ostalih receptorjev (Kandel idr., 2000). Somatosenzorična gravicepcija zagotavlja priliv informacij iz globokih mehanoreceptorjev podplata preko kontaktne sile in gibanja med stopali in podporno ploskvijo (Mergner, Maurer & Peterka, 2003; Winter, 1995). Ekstravestibularna (somatska) gravicepcija posreduje informacije o položaju telesa preko enajstega torakalnega in šestega vratnega segmenta hrbtenjače (posredovano preko nervus phrenicus in nervus vagus) (Mittelstaedt, 1996). Pomembne senzorične informacije pridobi osrednje živčevje tudi iz *vestibularnega sistema*, ki je občutljiv na linearne (urticulus in saculus) in kotne pospeške (tri polkrožni kanali) (Winter, 1995).

Pridobljene podatke iz senzoričnega sistema centralni živčni sistem obdela in jih oblikuje v ustrezne motorične ukaze. Obdelava pridobljenih senzoričnih informacij in oblikovanje ustreznih odgovorov poteka na spinalni, supraspinalni in možganski ravni (Kandel idr., 2000). Preko *spinalnih področij* se uravnava refleksi in ritmično izvedeni gibi. *Supraspinalna raven* sodeluje pri uravnavanju mišičnega tonusa. Pri tem ima vodilno vlogo predvsem možgansko deblo z retikularno formacijo, ki je integracijska postaja za upravljanje pokončne drže in ravnotežja. Retikularna formacija sodeluje pri uravnavanju intenzivnosti dražljajev, ki prihajajo iz možganske skorje za začetek giba. Sodeluje tudi pri vzdrževanju mišičnega tonusa, predvsem v antigravitacijskih mišicah, usklaja senzorične in motorične informacije (Kandel idr., 2000). V motorični nadzor in upravljanje je vpletene več *možganskih področij*, ki jih v grobem razdelimo na subkortikalna in kortikalna področja. K subkortikalnim področjem spadajo motorične proge, mali možgani in bazalni gangliji. Motorične proge prenašajo informacije iz možganov do mišic. Mali možgani sodelujejo pri modulaciji gibov in učenju motoričnih veščin, vzdržujejo ravnotežje, gladko izvedbo gibov in izvajanje balističnih gibov. Bazalni gangliji pripravijo živčni sistem na izvršitev hotenega giba, kontrolirajo časovno usklajenost in preklapljajo med motoričnimi dejanji ter igrajo pomembno vlogo pri motoričnem planiranju in učenju. Kortikalna področja so primarna motorična skorja, suplementarno motorično področje, premotorično področje, sprednja skorja cinguluma, frontalno očesno polje in parietalni možganski reženj. Primarna motorična skorja kontrolira moč in/ali smer gibanja specifičnih mišic. Suplementarno motorično področje pripravi motorični načrt za motorično dejanje in programira gibanje. Premotorično področje kodira specifična, natančnejša motorična dejanja. Sprednja skorja cinguluma izbira motorične odgovore ter

povezuje motorična in kognitivna vedenja. Frontalno očesno polje programira hotene očesne gibe medtem ko parietalni možganski reženj deluje kot posrednik med gibom in senzorično informacijo (Logar, 2007).

Osrednje živčevje posreduje motorične ukaze mišičnemu aparatu glede na potrebe in izkušnje. Mišični aparat nadalje odgovori s primernim motoričnim odgovorom (Kandel idr., 2000).

2.1 Organizacija nadzornih procesov vzdrževanja ravnotežja

Nadzor drže je kompleksna motorična sposobnost pridobljena z interakcijo mnogih senzomotoričnih procesov. Nadzor ravnotežja vključuje dva glavna cilja: posturalno orientacijo in posturalno ravnotežje (Horak, 2006). Posturalna orientacija vključuje aktivno kontrolo usklajenosti telesa in tonusa mišic glede na gravitacijo, podporno površino, vizualno okolje in glede na notranje reference o položaju telesa. Orientacija telesa temelji na interpretaciji usklajenosti senzoričnih informacij iz somatosenzoričnega, vestibularnega in vidnega sistema. Posturalno ravnotežje pa vključuje koordinacijo senzomotoričnih strategij za stabilizacijo masnega središča pri delovanju notranjih (samo-iniciativne motnje) in zunanjih dejavnikov (motnje iz okolja) na posturalno stabilnost (Horak, 2006).

Ko je ravnovesje telesa porušeno, bodisi zaradi spremembe položaja telesa, ki ga naredi oseba sama, bodisi zaradi zunanje sile, pride do prilagoditve drže. Živčni sistem pri tem zazna in predvideva nestabilnost telesa ter tako proizvede primerne mišične sile, ki se dopolnijo in koordinirajo z vsemi ostalimi silami, ki delujejo na telo (Horak, Henry & Shumway-Cook, 1997). Odziv telesa na motnjo ravnotežja je lahko reaktiv (odgovarja na zunanje sile premika CoM) ali proaktiv (anticipatorni odzivi). Ti odzivi telesa se povezujejo s pozornostjo, s tem ali oseba pričakuje ali ne pričakuje motnje, z izkušnjami, s kontekstom okolja in z namenom gibanja, kot tudi s predhodno programiranimi vzorci mišične aktivacije imenovane sinergije (Horak idr, 1997). Reaktivni odzivi telesa na motnjo so pogosto opisani kot strategije gibanja. Strategije gibanja vključujejo mišične sinergije, gibalne vzorce, navore sklepov in kontaktne sile (Horak idr., 1997). Osnovne strategije so strategija gležnja, kolka (Winter, 1995; Horak, 1987) in koraka (Horak idr., 1997).

S pomočjo *strategije gležnja* nadzorni sistem telesa uravnava ravnotežje pri tih stoji ali pri delovanju manjših motenj na telo. Uravnavanje pokončnega, dvonožnega ravnotežnega položaja v a-p smeri pri strategiji gležnja poteka s pomočjo refleksa na nateg plantarnih/dorzalnih fleksorjev gležnja (Horak idr., 1997; Winter, 1995). Takšno gibanje zahteva sodelovanje mišic gležnja leve in desne noge (Winter, 1995). V m-l smeri ravnotežni položaj zagotavlja abduktorji in adduktorji kolka (Winter, 1995). Pri manjši delujoči motnji ravnotežnega položaja telo najprej reagira s stabilizacijo gležnja, pri katerem uravna gibanje centra mase v a-p smeri, šele nato sledi stabilizacija kolena, kolka in hrbtenice (Horak idr., 1997). V primeru zmanjšane podporne površine pride do spremembe strategije uravnavanja ravnotežja. Pri nadzoru ravnotežja v a-p smeri prevladuje aktivacija kolčnih mišic z majhnim, včasih zanemarljivim prispevkom plantarnih/dorzalnih fleksorjev. Za vzdrževanje ravnotežja v m-l smeri pa je nasprotno vidno, da prevladujejo invertorji/evertorji gležnja z mešanim in majhnim prispevkom kolčnih mišic (Winter idr., 1996). Ko na telo delujejo večje motnje ali ko mišice okoli gležnja s svojo aktivnostjo ne zmorejo ustvariti zadostne količine korektivnega navora za vzdrževanje pokončnega ravnotežja, prevlada *strategija kolka* (Winter, 1995; Horak idr., 1997). Strategija kolka uravnava ravnotežje s pomočjo močnejših fleksorjev in ekstenzorjev kolka, ki ustvarijo potrebni korektivni navor za ohranitev ravnotežja (Winter, 1995). Ko motnja, ki deluje na človeško telo, premakne masno središče izven meja podporne površine, pride do uravnavanja ravnotežja s pomočjo *strategije koraka ali poskoka* (Horak idr., 1997). Strategiji gležnja in kolka se uporabljata pri vzdrževanju ravnotežja znotraj meja podporne površine, medtem ko gre pri strategiji koraka za razširitev podporne površine. Kako so strategije izvedene, je odvisno od individualnih ciljev, okolja in gibalne naloge. Strategije so omejene s strani notranjih in zunanjih dejavnikov (uvedene preko okolja in zahtevnosti nalog). Notranji dejavniki se oblikujejo v dve različni skupini, in sicer v biomehanične in živčne dejavnike. Biomehanični dejavniki vključujejo število udov, ki so na voljo, njihovo gibljivost in mišično moč vključenih mišic v nalogu. Notranji živčni dejavniki vključujejo pozornost, ki jo zahteva naloga, natančnost senzoričnih informacij ter kontrolne mehanizme sile in pozicije, ki oblikujejo nastajajočo strategijo (Horak idr., 1997).

Pri prostovoljnem gibanju in pri zunanjih motnjah, ki delujejo na telo, centralni živčni sistem, poleg že z zgoraj opisanimi reaktivnimi reakcijami telesa, odgovori tudi s sočasnim anticipatornim (proaktivnim) odzivom telesa. Senzorični imput daje informacije v zvezi s posturalno motnjo in je sprožilni dejavnik posturalne,

predhodne prilagoditve telesa v povratnem (feedback) manevru. Namen anticipatornega odziva telesa je predvsem predhodna stabilizacija trupa pred nastalo motnjo (Winter, 1995). Odziv telesa na delajočo motnjo ravnotežja je odvisen od različnih v nadaljevanju omenjenih dejavnikov.

2.2 Dejavniki, ki vplivajo na kontrolo ravnotežja

Ker vsako živalsko bitje v svojem lastnem razvoju (ontogenezi) ponavlja zgodovino vrste, ki ji pripada (filogeneza), se mora človek tako pokončne stoje in kot tudi hoje šele naučiti. Uspešnost razvoja motoričnih sposobnosti in s tem ravnotežja človeškega telesa je odvisna od genskih dejavnikov in okolja, v katerem odrašča (življenjskega stila, prehranjevanja, bolezni in gibalnih dejavnosti) (Assaiante, 1998). Poleg razvojnih vplivov na nadzor ravnotežja so pomembni tudi ostali dejavniki, ki izvirajo iz posameznika (Slika 1). Horak (2006) v svojem članku povzema šest glavnih dejavnikov, ki jih zahteva posturalna stabilnost in orientacija. Motnja delovanja kateregakoli od naštetih dejavnikov lahko pripelje do motenj nadzora ravnotežja. Ti dejavniki so: (i) biomehanične lastnosti, (ii) strategije gibanja, (iii) senzorične strategije, (iv) orientacija v prostoru, (v) dinamična kontrola in (vi) kognitivni procesi. Najpomembnejša naloga *biomehaničnih dejavnikov* pri uravnavanju ravnotežja vključuje kontrolo gibanja CoM glede na podporno površino. Centralni živčni sistem ima notranjo predstavo o velikosti podporne površine in glede na njo uravnava premike CoM za ohranitev ravnotežja. Tako se biomehanične ovire za uravnavanje ravnotežja nanašajo predvsem na velikost in kvaliteto podporne površine stopal. Pri tem ima velik pomen velikost posameznika, mišična moč, gibljivost sklepov, senzorične informacije, ki so na voljo za zaznavo meje podporne površine, bolečina in poškodbe telesa (Horak, 2006). *Strategije gibanja* so pomembne predvsem v kontekstu reakcije telesa na notranjo ali zunanjou motnjo. Osebe s slabšo koordinacijo avtomatičnega posturalnega odgovora in slabšo koordinacijo anticipatornih posturalnih popravkov kažejo na nestabilnost v odgovoru na zunanjou motnjo in tudi na nestabilnost pri samoiniciativnih gibih (Horak, 2006). Ovire so lahko na kratki, srednji in dolgi proprioceptivni povratni zanki, ki je odgovorna za avtomatski posturalni odgovor pri zdrusu in odrivu ter pri nevroloških boleznih (Horak idr., 2009). Preko *senzoričnega sistema* osrednje živčevje dobi informacije o zunanjem okolju in postavitvi telesa v njem. V dobro osvetljenem okolju s fiksno podporno podlago starejši ljudje za

vzdrževanje ravnotežja uporablja okoli 70 % informacij iz somatosenzoričnega sistema, 10 % vidnega in 20 % vestibularnega sistema (Peterka, 2002). S stojom na nestabilni podlagi se poveča priliv informacij iz vestibularnega in vidnega sistema ter zmanjša iz somatosenzoričnega sistema, s čimer se zmanjša odvisnost od somatosenzoričnega sistema (Peterka, 2002). Okvara kateregakoli sistema povzroči prilagajanje in dopolnjevanje informacij iz ostalih senzoričnih virov, vendar če je okvara prevelika, lahko pride do motenj ravnotežja. *Prostorska orientacija* je pomembna za orientacijo drže in delov telesa glede na gravitacijo, podporno podlago, vizualno okolje in notranje vire drže. Netočna notranja orientacija telesa glede na vertikalo ima za posledico samodejno prilagajanje drže, ki pa ni usklajeno z gravitacijo, in lahko posledično povzroči motnje ravnotežja (Horak, 2006). *Dinamična kontrola* po besedah Horak (2006) omogoča dinamično premikanje in ohranjanje stabilnosti v sagitalni in frontalni ravnini. Posturalna kontrola prav tako zahteva mnoge *kognitivne vire*. Študije kažejo interakcijo med kontrolo ravnotežja in izvajanjem nekaterih kognitivnih nalog (Woollacott & Shumway-Cook, 2002). Težja kot je posturalna naloga, več kognitivnih procesov je zahtevanih. Tako lahko kognitivna okvara povzroči tudi motnjo ravnotežja (Woollacott & Shumway-Cook, 2002).

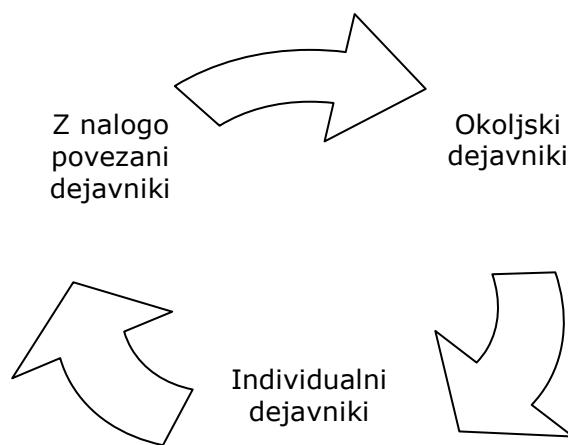
Slika 1: Notranji dejavniki (individualne lastnosti), ki vplivajo na učinkovito uravnavanje ravnotežja (povzeto po Horak, 2006).



Motnje, ki izvirajo iz posameznikovih lastnosti in vplivajo na uravnavanje ravnotežja, so lahko posledica staranja, bolezni, poškodb in nezdravega življenjskega stila posameznika. Zdravstveni problemi, poškodbe (amputacija noge, nestabilnost gležnja), zgodovina poškodb (Emery, 2003), bolezni povezane s cerebralno trumo in nevrodegenerativnimi boleznimi (Broglio, Sosnoff, Rosengren & McShane, 2009) močno zmanjšajo učinkovitost kontrole ravnotežja. Tudi zmanjšana športno-gibalna aktivnost posameznika privede do poslabšanja ravnotežja, kar lahko posledično vodi do padcev in poškodb (Hrysomallis, McLaughlin & Goodman, 2006). Trening ravnotežja je pomemben del rehabilitacije in medicine športa ter je uveljavljen del pripravljalnih, preventivnih in rehabilitacijskih programov mnogih športnikov, oseb s poškodbami, nevroloških bolnikov in starejših (McKeon idr., 2008; Eisen, Danoff, Leone & Miller, 2010; Filipa, Byrnes, Paterno, Myer & Hewett, 2010). Raziskave kažejo, da za ravnotežje specifično usmerjena vadba izboljša fizično pripravljenost in zmanjša ogroženost za padce (Rugelj idr., 2011).

Poleg notranjih dejavnikov, ki izvirajo iz posameznikovih lastnosti uravnavanja ravnotežja, na učinkovito ohranjanje ravnotežja vpliva tudi zahtevnost ravnotežne naloge (primer zahtevnosti vzdrževanja tihe pokončne stope ali vzdrževanje ravnotežja med vzpenjanjem po stopnicah) in kontekst okolja, v katerem se dinamična aktivnost izvaja (hoja po ledu ali hoja po pesku). Vsak od omenjenih treh dejavnikov (Slika 2), to so individualni, z nalogo povezani in okoljski dejavniki, vpliva na posturalno kontrolu v različnem obsegu (Horak idr., 1997).

Slika 2: Model dejavnikov vključenih v posturalno kontrolo (povzeto po Horak idr., 1997).



2.2.1 Starost kot pomemben dejavnik vpliva na kontrolo uravnavanja ravnotežja

Staranje je neizogiben proces človeškega organizma. Je proces postopnega, progresivnega in spontanega poslabšanja vseh fizioloških funkcij (Poljšak & Lampe, 2011), kar lahko vodi v zmanjšano mobilnost, nesamostojnost in odvisnost starejših ljudi. Raziskave, ki obravnavajo vpliv starosti na ravnotežje, so pokazale poslabšanje delovanja celotnega nadzornega sistema ravnotežja (Carter, Kannus, & Khan, 2001). Opazen je upad mišične zmogljivosti, zmanjšanje mišične moči in elastičnosti mišic (Deschenes, 2004), zmanjša se gibljivost in poveča otrdelost sklepov (Amiridis, Hatzitaki & Arabatzi, 2003). Vestibularni sistem postane manj zanesljiv (Walther & Westhofen, 2007), upada vid in celotni somatosenzorični sistem (Skinner, Barrack & Cook, 1984). Študije, ki so obravnavale s starostjo povezane spremembe v somatosenzoričnemu sistemu, so pokazale padec

proprioceptivne funkcije starejših (Skinner idr., 1984; Paulus, Straube, & Brandt, 1984), zmanjšanje občutka za vibracije, občutka za lego in gibanje sklepov (Carter idr., 2001). Starejši slabše zaznavajo položaj celotnega telesa v okolju (Horak idr., 1989), njihova centralna, živčna predstava o mejah stabilnosti je pogosto porušena, kar lahko vpliva tudi na izbiro gibalnih strategij za ohranjanje ravnotežja (Horak, 2006). Starejši z večjim rizikom padca pogosteje uporabljajo strategijo kolka ali koraka v primerjavi z osebami z nizkim rizikom padca, ki uporabljajo predvsem strategijo gležnja (Maki, Edmondstone & McIlroy, 2000). Anticipatorni (proaktivni) posturalni odzivi pri delovanju motnje na ravnotežje telesa v starosti niso prisotni ali pa je njihova intenzivnost zmanjšana (Henriksson & Hirschfeld, 2005), posturalni mišični odgovor je lahko počasnejši in latenca podaljšana (Woollacott idr., 1986). Staranje pogosto spremljajo tudi s starostjo povezane bolezni, kot so na primer osteoartritis, možganska kap, Parkinsonova in Alzheimerjeva bolezen, ki dodatno ovirajo neodvisno mobilnost in vodijo do posturalne nestabilnosti (Horak, Shupert & Mirka, 1989). Pogost je tudi upad kognitivnih funkcij, kar lahko dodatno ovira bolnikovo razumevanje okolja in opravljanje različnih ravnotežnih nalog. Zaradi pešanja kognitivne funkcije zahteva nadzor drže, v primerjavi z mladimi, veliko več pozornosti že v relativno preprostih pogojih vzdrževanja ravnotežja (Swanenburg, de Bruin, Uebelhart & Mulder, 2009; Weeks, Forget, Mouchino, Gravel, & Bourbonnais, 2003; Woollacott & Shumway-Cook, 2002).

Vsi ti učinki staranja so povezani z motnjami v nadzoru drže in vzdrževanju ravnotežja. V kolikšni meri bo poslabšanje delovanja nadzornega sistema ravnotežja vplivalo na funkcionalnost posameznika, je odvisno od lastnosti motnje (vrsta in obseg prizadetosti ravnotežnega sistema) in od nadomestnih, prilagoditvenih strategij, ki omilijo motnjo ravnotežja (Horak, 2006). S starostjo se poveča tveganje za padce. Raziskave kažejo, da ima 30 % ljudi po 65. letu starosti izkušnjo padca, po 80. letu pa kar 50 % (Rubenstein, 2006). Najbolj pogoste posledice nenadnih padcev so zlom kolka, zlom roke, podplutbe in bolečine. Kar 4 % oseb, ki padejo, pa zaradi posledic padca umre (Tinetti, 2003). Raziskava Greenspan idr. (1998) kaže, da je padec na stran eden od pomembnih neodvisnih rizičnih dejavnikov za zlom kolka pri starejših osebah (Greenspan idr., 1998).

Prav zaradi posledic padcev je ohranjanje mobilnosti in neodvisnosti pri starejših zelo pomembno. Za zgodnje odkrivanje poslabšanja ravnotežja, pridobivanje podatkov o posameznikovem stanju ravnotežja, nadaljnje oblikovanje ustrezn

Zacirkovnik T. Občutljivost testov dinamičnega ravnotežja za zaznavanje razlik v ravnotežju med mlajšimi in starejšimi osebami

Univerza na Primorskem, Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije

obravnave ter spremljanje učinkov izbrane obravnave na ravnotežje starejših je pomembna uporaba ustreznih ocenjevalnih metod ravnotežja. Nadalje so opisane najpogosteje uporabljenе ocenjevalne metode ravnotežja.

3 PREGLED OCENJEVALNIH METOD RAVNOTEŽJA

Ocenjevanje ravnotežja je kompleksen proces in ni posamezne meritve, ki bi bila primerna za oceno vseh aspektov tega procesa. Zato se v literaturi pojavlja široka paleta ravnotežnih testov. Ravnotežni testi so pomembni za odkrivanje dejavnikov tveganja za padce, natančno analizo okvarjenih telesnih funkcij, določanje najprimernejših in najučinkovitejših terapevtskih postopkov (oblikovanje primerne gibalno-športne aktivnosti, predpisovanje primernih pripomočkov za gibanje) ter za ocenjevanje rezultatov rehabilitacije oziroma terapevtske obravnave. Pogosto se omenja delitev ravnotežja na statično in dinamično ravnotežje, od koder izhaja tudi delitev testov ravnotežja. Testi statičnega ravnotežja ocenjujejo mirno pokončno stojlo brez zunanjih motenj, pri kateri gre za minimalno gibanje masnega središča znotraj meja podporne podlage, medtem ko testi dinamičnega ravnotežja opisujejo sposobnost ohranjanja ravnotežnega položaja med hojo ali med opravljanjem različnih dinamičnih nalog (Winter, Patla, & Frank, 1990). Kompleksnost ravnotežnih reakcij telesa v dinamičnem okolju je pogosto ocenjeno na funkcionalnem in fiziološkem nivoju (Browne, 2001). Ocenjevanje ravnotežja na funkcionalnem nivoju ocenjuje uspešnost vzdrževanja ravnotežja v različnih funkcionalnih, uporabnih nalogah. Te pogosto vsebujejo elemente hoje (Kervio, Carre & Ville, 2003; Pettee idr., 2010; Punakallio, 2004), vstajanja, usedanja, obračanja in skakanja (Eechaute, Vaes, & Duquet, 2009; Mong, Teo & Ng, 2010; Shumway-Cook, Brauer, & Woollacott, 2000; Walker idr., 2007; Whitney, Hudak, & Marchetti, 2000; Wrisley, Marchetti, Kuharsky, & Whitney, 2004). Parametri ocenjevanja ravnotežja na funkcionalnem nivoju so lahko podani opisno (subjektiven opis ali vprašalnik podan z opisnim kriterijem kvalitete izvedbe določene ravnotežne naloge), časovno (čas izvedbe določene naloge) ali prostorsko (dolžina prehujene razdalje, dolžina dosega ipd.). Ocenjevanje na fiziološkem nivoju se osredotoča na meritve prispevka senzoričnih in motoričnih komponent ravnotežja. Pri tem gre predvsem za naloge ohranjanja masnega središča znotraj meja podporne podlage pod različnimi dinamičnimi pogoji. Ti pogoji temeljijo na različnih predpostavkah testiranja od prisotnosti vida (zaprte, odprte oči, spremenjena vidna informacija) do spremenjene velikosti podporne površine (paralelna, semi-tandem stoja, stoja na eni nogi) in dodane sekundarne naloge (kognitivna, motorična, slušna naloga). To so t. i. modificirani klinični testi senzorične integracije ravnotežja (Horak idr., 2009). Z manipulacijo različnih

pogojev testiranja se ocenjuje integracija perceptualnih informacij, ki so pomembne za ravnotežje. Izolirano se lahko izmeri delež prispevka senzoričnih informacij h kontroli ravnotežja (vizualne, vestibularne, somatosenzorične prispevke) in se ocenjuje, kako se te informacije vgrajujo v vzdrževanje pokončne drže (Black, 2001). Z oblikovanjem različno zahtevnih nalog vzdrževanja ravnotežja se lahko poveča senzitivnost in občutljivost testa. S povečanjem senzitivnosti in občutljivosti testa se poveča natančnost ugotavljanja vrste deficitu (diagnoza) in morebitne dejavnike tveganja za padec pri starejših (Broglio idr., 2009).

Za ocenjevanje ravnotežja se, poleg senzoričnih motenj, uporablja tudi aplikacija sile na telo, ki ruši ravnotežje in tako izizza dinamične ravnotežne procese za vzdrževanje ravnotežnega položaja. Motnja, uporabljena pri dinamičnih testih, je lahko nepričakovana ali pričakovana aplicirana iz zunanjega okolja na telo ali pa je nadzorovana s strani preiskovanca. *Nenadna, nepričakovana motnja* je najpogosteje aplicirana na telo preko podporne ploskve ali preko telesa (Boeer, Mueller, Krauss, Haupt & Horstmann, 2010; DePasquale & Toscano, 2009; Ezenwa & Burns, 2008). Testi nepričakovane zunanje motnje ocenjujejo ravnotežne reakcije telesa na zunanjo motnjo, ki je podobna realnim situacijam v življenjskem okolju, kot so na primer neravne, spolzke površine ali vožnja z avtobusom (Hrysomallis idr., 2006), kar je zelo pomembno zlasti pri oceni ravnotežja starejših za preprečevanje padcev v danih situacijah. Pogosto so le-ti kombinirani z EMG meritvami in meritvami CoP gibanja (Eechuate idr., 2007). Kot *pričakovana motnja* je pogosto omenjena nestabilna, nihajoča podpora ploskev (Boer idr., 2010; Broglio idr., 2009; Sarabon, Mlaker & Markovic, 2010). Opazovani parametri so različni, odvisni predvsem od namena in ciljev testiranja ravnotežja. Motnja aplicirana s strani preiskovanca je ocenjena pri testih *aktivnega prenosa telesne teže* v različne smeri (Dodd, Hill, Haas, Luke & Millard, 2003; Duncan, Weiner, Chandler & Studenski, 1990; Goldberg, Schepens & Wallace, 2010; Gribble & Hertel, 2003; Liston & Brouwer, 1996). Parametri testov so različni. Nanašajo se predvsem na natančnost in amplitudo prenosa telesne teže. Prednost teh testov je, da lahko analizirajo posamezne smeri nadzora ravnotežja, kar je še posebej pomembno za oceno ravnotežja pri starejših, saj raziskave kažejo, da so le-ti nestabilni predvsem v frontalni ravnini in ne toliko v sagitalni ravnini (Melzer, Benjuya & Kaplanski, 2004). Slabost teh testov je, da zahtevajo sofisticirano laboratorijsko opremo, kar omejuje klinično uporabnost in dostopnost (Duncan idr., 1990).

Osnova učinkovite ocene ravnotežja so dobre merske karakteristike testov (veljavnost, zanesljivost, občutljivost, objektivnost). V nadaljevanju so omenjeni testi, ki so najpogosteje uporabljeni kot ocenjevalno sredstvo dinamičnega ravnotežja. Razdeljeni so v štiri kategorije, in sicer v teste aktivnega prenosa telesne teže, teste nestabilne podporne podlage, teste nenadne motnje in funkcionalne teste. Zanesljivost, veljavnost in občutljivost teh testov je predstavljena v prilogah 3–8.

3.1 Testi aktivnega prenosa telesne teže

Najpogosteja motnja rušenja ravnotežja, s katero se telo srečuje vsakodnevno, je notranja motnja ravnotežja. Notranja motnja je povzročena s prostovoljno začetim in izvedenim gibanjem. Je del kontrole ravnotežja pri funkcionalnih nalogah, kot so obračanje, doseganje, upogibanje ipd. Eno od področij ocene odziva kontrole ravnotežja, ki obravnava vpliv notranje motnje na ravnotežje, je aktivni prenos telesne teže z ene noge na drugo nogo v različne smeri. Aktivni prenos telesne teže je kritični del ohranjanja ravnotežja med hojo in vsakodnevnimi aktivnostmi (nagibanje telesa za dokončanje različnih opravil, nagibanje naprej za dosego predmeta ipd.).

Območje prenosa telesne teže pri stalni podporni površini je določeno na podlagi velikosti podporne podlage, obsega gibljivosti sklepov spodnjega uda, mišične moči in senzoričnih informacij, ki so na voljo za zaznavanje skrajne meje prenosa telesne teže oziroma meje stabilnosti (LOS) (Horak, 2006). Meje stabilnosti centralnemu živčnemu sistemu določajo notranjo predstavo o področju manipulacije gibanja in ohranjanje stojecega položaja. Pri starejših osebah z motnjami ravnotežja je meja stabilnosti pogosto zmanjšana ali pa je centralna živčna predstavitev območja gibanja motena, kar lahko vpliva na izbiro strategije gibanja za ohranjanje ravnotežja (Duncan idr., 1990; Maki, 2000). Prenos teže je moten zlasti ob prisotnosti bolečine, zaradi bolezni in poškodb (Dodd idr., 2003). Testi aktivnega prenosa telesne teže tako ocenjujejo notranjo telesno predstavo meja podporne podlage in posameznikov odziv kontrolnega sistema ravnotežja na aktivni prenos telesne teže proti meji podporne podlage, ki je izведен brez izgube ravnotežja in brez spremembe velikosti podporne podlage (Horak, 2009). Nadalje so predstavljeni in opisani najpogosteje uporabljeni testi aktivnega prenosa telesne teže, in sicer testi dosega v različne smeri z roko (to so t. i. test funkcionalnega

dosega, lateralnega dosega, test dosega različnih smer) ali z nogo (Star excursion balance test) ter testi meja stabilnosti, testi prenosa teže pri povečani podporni površini in testi s spremnjajočo višino masnega središča.

3.1.1 Funkcionalni doseg

Funkcionalni doseg (angl. Functional Reach (FR)) ocenjuje sposobnost kontrole prenosa telesne teže naprej proti meji stabilnosti. Odseva preiskovančeve sposobnosti nadzorovanja ravnotežja, ki so značilne za aktivnosti vsakdanjega življenja. FR se povezuje s ponavljanjajočimi padci, fizično šibkostjo in fizičnimi spremembami v telesu (Duncan, Studenski, Chandler & Prescott, 1992; Weiner, Bongiorni, Studenski, Duncan, & Kochersberger, 1992; Weiner, Duncan, Chandler & Studenski, 1993). Uporaben je kot sredstvo za napovedovanje ogroženosti za padce (Behrman, Light, Flynn, & Thigpen, 2002). Doseg manjši od 25 cm nakazuje na povečano nevarnost padca (Duncan idr., 1992). Test zahteva od preiskovanca, da z dominantno roko, v položaju devetdeset stopinj antefleksije, naredi doseg naprej, ne da bi pri tem odmaknil peto od podlage ali naredil korak naprej. Rezultat testa je dolžina dosežene razdalje iztegnjene roke od izhodiščne točke pri pokončni nevtralni stoji do maksimalnega dosega naprej (Duncan idr., 1990). Sam test je lahko kombiniran z merjenjem gibanja CoP preko pritiskovne plošče (Duncan idr., 1990) in 3-D analizo (Kage idr., 2009), ki omogoča natančnejšo oceno nadzora ravnotežja med doseganjem naprej. Dosežena razdalja je odvisna od uporabljenih strategij gibanja. Pri osebah, ki uporabljajo strategijo različno od strategije kolka, je premik centra pritiska večji (Wernick-Robinson, Krebs & Giorgett, 1999). Ugotovili so, da na uspešnost testa vpliva tudi starost (s starostjo se funkcionalni doseg krajša) (Duncan idr., 1990), višina preiskovanca (višje osebe dosežejo daljšo razdaljo dosega) in ostale antropometrične lastnosti (dolžina roke, dolžina stopala, trupa) ($r > 0,80$) (Duncan idr., 1990). Primerjava dožine izmerjene pri moških in ženskah kaže krajšo dolžino dosega pri ženskah v primerjavi z dolžino pri moških (Duncan idr., 1990). Razlika med spoloma je posledica antropometričnih lastnosti (ker so ženske manjše, imajo krajšo dolžino dosega). Zaradi vpliva antropometričnih lastnosti je rezultat pogosto predstavljen v odstotkih višine posameznika ali dolžine zgornjega uda (Duncan idr., 1990). Test je hiter, lahek za izvedbo in poceni, kar omogoča izvedbo v različnem kliničnem okolju. Njegove slabosti so predvsem težja izvedljivost pri osebah s hudo demenco, s slabim sodelovanjem ali nesposobnostjo slediti navodilom, pri ekstremnih deformacijah

hrbtenice, pri preiskovancih z zelo omejeno funkcijo zgornjega uda in pri preiskovancih, ki težje stojijo (Duncan idr., 1990). Uporaben je pri zdravih otrocih in otrocih z različnimi nevrološkimi bolezni (Niznik, Turner & Worrell, 1996), osebah po možganski kapi (Fishman, Colby, Sachs & Nichols, 1997), osebah s Parkinsonovo boleznjijo (Smithson idr., 1998), pri osebah z zlomom kolka (Ingemarsson idr., 2000) in pri starejših osebah (Jonsson, Henriksson & Hirschfeld, 2003). Za osebe, ki težje stojijo oziroma pri osebah s poškodbo hrbtenjače so razvili modificiran FR v sedečem položaju, ki ocenjuje sposobnost ohranjanja pokončne drže v sedečem položaju med gibanjem naprej brez dodatne stabilizacije (Lynch idr., 1998).

3.1.2 Lateralni doseg

Lateralni doseg (angl. Lateral reach (LR)) ocenjuje sposobnost kontrole ravnotežja v m-l smeri meje podporne podlage med doseganjem. Je primeren test za starejše, zlasti z vidika ocenjevanja tveganja za padce (Brauer, Burns & Galley, 1999). Je enostavno in poceni ocenjevalno sredstvo. Rezultat meritve je definiran kot maksimalna dolžina, dosežena z iztegnjeno roko vstran (90° abdukcije ramenskega sklepa) ob lateralnem nagibu telesa, brez spremembe položaja nog (Brauer idr., 1999). Primerjava dosega leve in desne roke pri zdravih starejših ne kaže statistično pomembne razlike (Brauer idr., 1999). Na dolžino dosega vpliva starost (s starostjo se dolžina dosega skrajša) (Nitz, Choy & Isles, 2003), višina in dolžina (večja kot je višina preiskovanca ali dolžina rok, daljša je dosežena razdalja), niso pa ugotovili vpliva obsega gibljivosti hrbtenice vstran na samo doseženo razdaljo preiskovanca (Brauer idr., 1999). Test je uporaben pri zdravih otrocih in otrocih s cerebralno paralizo (Niznik idr., 1996), pri osebah po možganski kapi (Fishman idr., 1997) ter pri zdravih odraslih in starejših (Brauer idr., 1999). Potrebne so še nadaljnje analize merskih lastnosti testa ocene pri različnih populacijah.

3.1.3 Test maksimalnega dosega v različne smeri

Test maksimalnega dosega v različne smeri (angl. Multi-Directional reach test (MDRT)) je modificiran test funkcionalnega dosega in vključuje posameznikovo doseganje naprej, nazaj, desno in levo (Newton, 2001). Ocenjuje ravnotežje med stojo na mestu in med prenosom teže pri doseganju v različne smeri. Preiskovanec izvede tri ponovitve v vsako smer v prej napisanem zaporedju. Povprečje treh

dosegov v posamezno smer daje končni rezultat testa (Holbein-Jenny, Billek-Sawhney, Beckman & Smith, 2005). Na doseg pomembno vplivajo nivo aktivnosti posameznika, strah pred padci, zdravstveno stanje in zgodovina padcev (Newton, 2001). Doseg naprej in vstran so preverjali pri starejših ljudeh (Newton, 2001; Holbein-Jenny idr., 2005) in ljudeh po možganski kapi v sedečem položaju (Katz-Leurer, Fisher, Neeb, Schwartz & Carmeli, 2009). Pri tem testu so potrebne še nadaljnje analize merskih lastnosti testa pri različnih populacijah.

3.1.4 Test meje stabilnosti

Test meje stabilnosti (angl. Limit of stability test (LOS)) je test z vizualno povratno informacijo o gibanju preiskovančevega CoG. S tem testom se zanesljivo ovrednoti poslabšanje dinamičnega ravnotežja zaradi starosti ali patologije (Clark & Rose, 2001). Naloge dinamičnega ravnotežja so sestavljene iz hotenega gibanja preiskovančevega CoG do predhodno določenih položajev v prostoru pri fiksni podporni podlagi. Te položaje predstavljajo vizualne tarče, lokalizirane na ekranu v višini oči pred preiskovancem (Clark, Rose & Fujimoto, 1997). Preiskovanec стоji na pritiskovni plošči, ki zaznava gibanje CoG. To gibanje je na ekranu predstavljeno kot gibljiva točka, katere gibanje je enako gibanju preiskovančevega CoG (Clark idr., 1997). Naloge aktivnega prenosa teže so različne, od prenosa telesne teže naprej-nazaj, levo-desno, do zaporednega doseganja osmih postavljenih točk okrog preiskovanca. Dodd idr. (2003) in Liston & Brouwer (1996) so uporabili ritmično prenašanje teže naprej-nazaj in levo-desno do označenih ciljnih točk na monitorju. Razdalja ciljnih točk od začetne pozicije je definirana kot 50 % razdalja teoretičnega limita stabilnosti preiskovanca (LOS). Posamezni prenos je bil izveden šestkrat. Pri dani meritvi so opazovali amplitudo, ki odraža povprečje gibanja med testom (% LOS) (Dodd idr., 2003; Liston & Brouwer, 1996) ter offset rezultat, ki odraža simetrijo prenosa teže glede na center podporne baze (% LOS) (Dodd idr., 2003). Test traja 20 s (Dodd idr., 2003; Liston & Brouwer, 1996).

Poleg prenosa teže levo in desno ter naprej in nazaj so nekateri raziskovalci uporabili test prenosa teže v osmih različnih smereh, razporejenih v krogu okrog preiskovančeve začetne pozicije. Oddaljenost teh točk predstavlja 75 % (Newstead, Hinman & Tomberlin, 2005; Clark & Rose, 2001; Liston & Brouwer, 1996; Punakallio, 2004) ali 100 % LOS preiskovanca (Clark idr., 1997). Izvajanje prenosa teže v različne smeri se razlikuje od raziskave do raziskave. Liston & Brouwer

(1996), Clark idr. (1997) in Newstead idr. (2005) so uporabili doseganje tarč, ki je potekalo v naključnem zaporedju. Ob vsaki doseženi tarči se je preiskovanec vrnil nazaj v izhodiščno točko. Punakallio (2004) je uporabil test prenosa teže do različnih ciljnih točk, ne da bi se pri tem vrnil nazaj v izhodiščno točko. Preiskovanec je začel gibanje CoG najprej-nazaj ter nato gibanje nadaljeval v doseganju zaporedja točk v obratni smeri urinega kazalca. Opazovani parametri tega testa se razlikujejo od raziskave do raziskave. Liston & Brouwer (1996), Punakallio (2004) in Newstead idr. (2005) so opazovali povprečje časa med prenosom teže med tarčami (s) in pot nihanja CoG (% LOS ali mm) (Liston & Brouwer, 1996; Punakallio, 2004) ter napako smeri (% LOS deviacije dolžine poti med centrom in zunanjim tarčo) (Newstead idr., 2005), medtem ko so Clark idr. (1997) vključili še hitrost gibanja CoG (MV), maximum CoG gibanja (ME), končno točko CoG gibanja (EE) in nadzor gibanja v določeni smeri (DC) (Clark & Rose, 2001).

Na rezultat testa vplivajo različni dejavniki. Vpliv dneva oziroma časa testiranja na rezultat testa je zelo majhen (0–12 % pojasnjene variance), nekoliko večji vpliv ima smer doseganja (14–32 % pojasnjene variance). Dodatni vpliv, ki bi lahko prispeval k doseženemu rezultatu testa, je lahko še vpliv različnih uporabljenih strategij, denimo nepričakovane motnje, kot je električni tok naprave, motivacija posameznika, razumevanje navodil, starost, biomehanični faktorji, kot je mišična moč, gibljivost ipd. (Clark idr., 1997). Pri izvajanju testa je opazen vpliv učenja. Večje kot je število ponovitev testa, boljša je zanesljivost testa. Priporoča se izvedba najmanj 4 ponovitev testa za zanesljiv rezultat (Punakallio 2004). Test meje stabilnosti je uporaben pri mladih odraslih (Newstead idr., 2005), starejših (Clark idr., 1997; Clark & Rose, 2001), pri osebah z zlomom kolka (Dodd idr., 2003) in pri starejših s hemiparezo (Liston & Brouwer, 1996).

3.1.5 Test dosega z nogo v različne smeri

Test dosega z nogo v različne smeri (angl. Star excursion balance test (SEBT)) je ravnotežni test, kjer preiskovanec ohranja ravnotežje na eni nogi, medtem ko z drugo nogo skuša doseči čim daljšo razdaljo v različnih smereh. Dosežena razdalja služi kot meritev uspešnosti testa (Gribble & Hertel, 2003). Doseganje razdalje poteka prvotno v osmih smereh, in sicer v treh anteriornih smereh (antero-lateralna, anteriorna in antero-medialna smer), v dveh lateralnih (lateralna in

medialna smer) in v treh posteriornih smereh (postero-lateralna, posteriorna in posteromedialna smer) (Robinson & Gribble, 2008a). Gibanje med testom poteka v zaprti kinetični verigi z minimalno nalogo počepa na stojni nogi. Rezultat testa je odvisen od mišične moči spodnjega uda (Norris & Trudelle-Jackson, 2011), učinkovite propriocepције, živčno-mišične kontrole in od ustreznega obsega gibanja kolka, kolena in gležnja (Olmsted, Garcia, Hertel & Shultz, 2002; Robinson & Gribble, 2008a) kot tudi od sposobnosti koordinacije (Robinson & Gribble, 2008a) preiskovanca. Pomemben vpliv imajo tudi utrujenost, učenje in tudi mentalni status preiskovanca (Gribble & Hertel, 2003). Predhodna raziskava (Gribble & Hertel, 2003) je ugotovila, da je dosežena razdalja odvisna od višine preiskovanca oziroma dolžine nog, kar vodi do normalizacije izmerjene vrednosti. Najpogosteje uporabljena metoda normalizacije je normalizacija glede na dolžino noge, merjena od spine iliace anterior do medialnega maleola (Gribble & Hertel, 2003). Za izvedbo testa je pomembna ustrezena usposobljenost in strokovnost izvajalca testa (Robinson & Gribble, 2008a). Test se uporablja za oceno dinamičnega ravnotežja tako pri pacientih s poškodbami spodnjega uda kot tudi pri športnikih (Hertel, Braham, Hale & Olmsted-Kramer, 2006; Kinzey & Armstrong, 1998). Skrajšana izmerjena dolžina napove nevarnost poškodbe spodnjega uda (Plisky idr., 2006). Test je občutljiv na poškodbo sprednje križne vezi kolena (Herrington, Hatcher, Hatcher & McNicholas, 2009) in kronično nestabilnost gležnja (Olmsted idr., 2002).

3.1.6 Test prenosa telesne teže pri razširjeni podporni podlagi in pri spremenljajoči višini masnega središča telesa

Test prenosa telesne teže pri razširjeni podporni podlagi in pri spremenljajoči višini masnega središča telesa (angl. Weight bearing ability (WBG)) je pogosteje uporaben za oceno funkcionalne mobilnosti in velikosti motoričnega deficitata. Ti testi zajemajo komponente vstajanja in usedanja na stol in prenose teže v koraku. Prenos teže v koraku je pogosto ocenjen v različnih smereh (naprej, nazaj, lateralno) s pomočjo uporabe pritiskovne plošče. Parametri ocene se pogosto navezujejo na velikost vertikalne sile (Eng & Chu, 2002).

Test vstajanja (angl. Sit to stand (STS)) je bil prvotno uveden kot meritev mišične moči (Mong idr., 2010). Od preiskovanca zahteva, da samostojno vstane s stola in se nato usede, petkrat brez uporabe rok, hitro, kot je le mogoče. Opazovani parameter je čas izvedbe testa (Mong idr., 2010). Petkratna ponovitev testa je

uporabna tako za oceno invalidnosti in slabotnosti pri starejših (Mong idr., 2010) kot tudi za prepoznavanje motenj ravnotežja pri starejših in mlajših preiskovancih (Whitney idr., 2005). Je ustrezno sredstvo za vrednotenje rehabilitacije pri osebah z vestibularno motnjo (Meretta, Whitney, Marchetti, Sparto & Muirhead, 2006). Test je občutljiv na vplive starosti; s starostjo se čas izvedbe testa podaljša (Whitney idr., 2005). Občutljiv je tudi na zaznavanje razlik v ravnotežju med starejšimi in osebami po možganski kapi (Mong idr., 2010).

3.2 Testi nestabilne podporne podlage

Testi nestabilne podporne podlage vključujejo ohranjanje ravnotežja med delovanjem motnje aplicirane preko gibajoče podporne podlage. Podpora podlaga je lahko gibljiva v frontalni, sagitani ali transverzalni ravnini. Ocenjevanje temelji na sposobnosti ohranjanja ravnotežja pri gibljivi podlagi, ki je računalniško vodena, ali na gibljivi podlagi z aktivnim prenašanjem telesne teže.

Uravnavanje ravnotežja na gibljivi podporni ploskvi temelji na osnovi delovanja strategije gležnja. Pri gibljivi podporni podlagi se pri nagibu podporne podlage nazaj raztegne mišica gastrocnemius, kateri sledi kombiniran odziv mišic gastocnemius in hamstring (latenca odziva 100–120 ms po začetku gibanja podporne podlage). Za preprečitev padca nazaj telo reagira z aktivacijo anteriornih mišic gležnja (mišice tibialis anterior, rectus femoris; latenca odzva je 185–250 ms). Nazadnje se v odziv na motnjo vključijo še mišice lumbalnega predela telesa (mišica erector spinae in abdominalne mišice). Podobna je analogija odziva telesa pri nagibu podporne podlage naprej, s tem da se najprej aktivirajo mišice tibialis anterior, nato rectus femoris in abdominalne mišice. Pri gibljivi podporni podlagi telo najprej stabilizira sklep blizu motnje, šele nato sledi stabilizacija bolj oddaljenih sklepov kot so kolena, kolki in hrbtenica (Winter, 1995). Kadar so mišice gležnja oslabljene oziroma nesposobne proizvesti ustrezen odgovor na dano motnjo iz okolja, telo reagira s t. i. strategijo kolka. Pri premiku podporne podlage nazaj centralni živčni sistem reagira najprej z močnim fleksorskim vzorcem kolka (aktivacija abdominalnih mišic in mišice rectus femoris). Premik podporne podlage naprej povzroči najprej aktivacijo ekstenzorjev kolka (hamstring in erector spine) (Winter, 1995). Uravnavanje ravnotežja v lateralni smeri poteka predvsem na delovanju abductorjev in adductorjev.

Med pogostejša ocenjevalna sredstva dinamičnega ravnotežja na gibljivi podporni podlagi spadajo različne ravnotežne deske, ki se pogosto uporabljajo v fizioterapiji in preventivnih programih, vendar je o njih premalo objektivnih podatkov in opravljenih raziskav, ki bi podpirale njihovo klinično uporabnost. Uporabljajo se za oceno dinamičnega ravnotežja pri otrocih (Broadstone, Westcott & Deitz, 1993) in pri odraslih (Broglio idr., 2009; Sarabon idr., 2010; Boeer idr., 2010).

Ravnotežne deske so lahko gibljive v različnih ravninah. Nadalje so opisani testi nestabilne ravnotežne podlage, ki je gibljiva v eni ravnini, in testi nestabilne ravnotežne podlage, ki vključujejo kombinacijo dveh ali več ravnin gibanja.

3.2.1 Test nestabilne podporne podlage v eni ravnini

Testi nestabilne podlage v eni ravnini ocenjujejo ravnotežje pri stoji na podlagi, ki je gibljiva v frontalni, sagitalni ali transverzalni ravnini. Pri ocenjevanju ravnotežja v frontalni ali sagitalni ravnini so v uporabi različni protokoli ocenjevanja. Sarabon idr. (2010) so uporabili pametno ravnotežno desko, nestabilno v frontalni ravnini. Ta deska od preiskovanca zahteva vzdrževanje pokončnega ravnotežnega položaja, kar se da mirno in stabilno, brez nepotrebnih dotikov tal z robovi deske. V sami deski so vgrajeni elektronski kotni senzorji, ki merijo spremembe kota, in mikroračunalnik, ki poda podatke o številu in trajanju dotikov tal leve in desne strani plošče, celotno trajanje vzdrževanja položaja brez dotikov in podatke o celotni kotni poti. Opazovani parametri so povprečje spremembe frekvence smeri gibanja (razmerje med celotnim številom sprememb v smeri gibanja in aktivnega časa), povprečje kotne hitrosti med aktivnim vzdrževanjem ravnotežja (razmerje med celotno kotno potjo med poskusom in aktivnim časom) in delež aktivnega časa (%) (Sarabon idr., 2010). Podobno kot Sarabon idr. (2010) so Broadstone idr. (1993) uporabili ravnotežno desko, nestabilno v frontalni ravnini, pri kateri so ocenjevali sposobnost ohranjanja ravnotežja pri hotenem prenosu telesne teže v m-l smeri. Ritem prenosa telesne teže je apliciran preko metronoma ($15^{\circ}/s$). Opazovani parameter je sprememba kota nagiba v danem času (Broadstone idr., 1993).

Test nestabilne podlage v transverzalni ravnini je test, pri katerem se ocenjuje sposobnost vzdrževanja ravnotežja pri stoji na nestabilni pritiskovni plošči, gibljivi v transverzalni smeri, in sicer naprej-nazaj in levo-desno. Ta test je uporaben za

pridobitev podatkov o okrevanju in o sposobnosti ponovne vzpostavitev ravnotežja. Na sam rezultat vpliva dominantnost noge (v primeru stoje na eni nogi), starost in fizična aktivnost preiskovancev. Vključuje majhen vpliv učenja. Opazovani parametri so celotna pot gibanja gibljive plošče, ravnotežne strategije za ohranitev ravnotežja (angl. balance recovery movement) in razmerje neuspelih poskusov (angl. ratio of failed attempts). Ta metoda ocenjevanja še ni povsem raziskana (Boeer idr., 2010).

3.2.2 Test nestabilne podlage v različnih ravninah

Test nestabilne podlage v različnih ravninah je eden od novejših rehabilitacijskih sredstev krepitve dinamičnega ravnotežja. Gre za računalniško vodeno nihanje podporne ploskve (PROPRIO 5000), ki sledi pacientovemu gibanju COM med stojo na nestabilni platformi preko 3-D programske opreme in analize vektorjev. Podpora ploskev sistema proizvaja gibanje podporne ploskve v vse smeri okoli vertikale z maksimalnim nagibom 25°. Hitrost gibanja podporne ploskve se spreminja v intervalu 10 s od začetne (12,6°/s) do končne hitrosti (126,4°/s). Opazovani parametri so celoten čas in celotna ocena gibanja v a-p smeri, lateralni smeri, smeri gor in dol, fleksiji in ekstenziji trupa, lateralni fleksiji trupa in rotaciji. Podatki gibanja so pridobljeni s 3-D senzorjem. Metoda je novejša in še ne docela raziskana (Broglio idr., 2009).

3.3 Testi nenadne motnje

Testi nenadne motnje ocenjujejo reakcije telesa v različnih nenadnih dinamičnih spremembah v okolju. Gre za teste nenadnega, nepričakovanega rušenja ravnotežja, ki od preiskovanca zahtevajo hitre, avtomatične reakcije za obnovitev in ohranitev ravnotežja (Horak idr., 2009). Telo na dano motnjo reagira s t. i. posturalnim refleksom, kjer gre za sekvenčno aktivacijo mišic kolena in kolka z latenco desetinke sekunde. Med tovrstne teste spadajo predvsem testi nenadne motnje preko rok (Frank & Earl, 1990), trupa (DePasquale & Toscano, 2009) ali podporne podlage (Ezenwa & Burns, 2008; Eechaute, Vaes, Duquet, & Van Gheluwe, 2007). Sem so vključeni tudi testi rušenja ravnotežja, ki so posledica skokov (Eechaute idr., 2009). Opazovani parametri so predvsem analiza gibanja CoP, latenca odgovora mišic na dano motnjo in strategije gibanja na dano motnjo.

Za izvedbo teh testov je potrebna sofisticirana oprema in znanje preiskovalca o izvedbi in pomenu posameznega parametra. Malo raziskav poroča o zanesljivosti in uporabnosti teh testov.

Nadalje so podrobneje opisani trije testi nenasadne motnje. To so test nenasadnega sunka, testi nepričakovane motnje aplicirane preko podporne podlage ter test enonožnih poskokov.

3.3.1 Test nenasadnega sunka preko trupa

Test nenasadnega sunka preko trupa (angl. Spring scale test (SST)) ocenjuje reakcije telesa na nepričakovano motnjo, aplicirano preko pasu v anteriorni in posteriorni smeri. Ta test zahteva tako reaktivno ravnotežje na nenasadno motnjo kot tudi sposobnost vzpostavljanja ponovnega ravnotežja po motnji. Preko te naloge se ugotavlja vloga proaktivnih in reaktivnih posturalnih odgovorov za ohranitev ravnotežja v stoječem položaju skozi analizo strategije koraka. Test sestoji iz predvidljive obremenitve in razbremenitve preko pasu, ki je nameščen okoli preiskovančevega ledvenega dela telesa. V povezavi s specifičnimi delovnimi kriteriji SST protokol skuša oceniti in ovrednotiti učinkovite omejitve koraka naprej in nazaj za namen ocene rizika padcev pri starejših preiskovancih. Rezultat testa je največja sila aplicirana preko pasu, proti kateri lahko preiskovanec vzdržuje posturalno stabilnost v vseh 4 stanjih (obremenitev in razbremenitev v anteriorni smeri, obremenitev in razbremenitev v posteriorni smeri). Sila aplicirana preko pasu je prikazana kot odstotek telesne teže (DePasquale & Toscano, 2009).

3.3.2 Test nepričakovane motnje aplicirane preko podporne podlage

Testi nepričakovane motnje aplicirane preko podporne podlage vključujejo nenasadna drsna ali nihajoča gibanja. Ta gibanja izzivajo odzive našega telesa, ki so prisotni v realnih situacijah (kot so na primer vožnja z avtobusom in dinamične športne igre). Ezenwa & Burns (2008) so proučevali drsečo podporno ploskev s testom nenasadne destabilizacije ravnotežja. Test nenasadne destabilizacije ravnotežja je obsegal drsenje in rotacijo podporne podlage. Drsenje je bilo omejeno na maksimalno gibanje do 28 cm, kar je dovolj za destabilizacijo ravnotežja. Rotacija je pokrivala

od 0 do 360° v smeri urinega kazalca in obratno. Podpora podlaga je obsegala 8 možnih smeri gibanj. Opazovan parameter je bila hitrost odziva telesa na nenadno motnjo (Ezenwa & Burns, 2008). Kot nenadna motnja iz podlage je bila proučevana tudi nenadna inverzija podporne podlage za 50°. Odziv telesa na nenadno motnjo je bil opazovan preko EMG parametrov mišice peroneus longus (latenca, elektromehanska zakasnitev in čas motoričnega odgovora) (Eechaute idr., 2007). Za uporabo testa nenadne motnje apkicirane preko podporne podlage so potrebne še nadaljnje analize merskih lastnosti testa pri različni populaciji.

3.3.3 Test enonožnih poskokov

Test enonožnih poskokov (angl. Multiple Single-leg Hopstabilisation Test) je bil ustvarjen za oceno sposobnosti ohranjanja in vzpostavljanja ravnotežja po predhodni motnji. Test je sestavljen iz enajstih poskokov na eni nogi v diagonalni ali lateralni smeri. Pri izvajanju preiskovanec ne sme kakorkoli popravljati ravnotežja, dovoljeno je samo kontinuirano skakanje do naslednjega označenega mesta. Celoten test je posnet na videokamero. Ocenjevanje je subjektivno, kjer ocenjevalec razdeli preiskovance v dve skupini, in sicer v skupino, kjer preiskovanci med izvedbo testa uporabijo fiksno podporno strategijo (dovoljen gib trupa za več kot 30° v vse smeri, nihanje nepodporne noge v vse smeri) in skupino spremenjene podporne strategije (opazno poskakovanje s podporno nogo, dotik nepodporne noge s podlago in odmaknitev rok stran od bokov) (Eechaute idr., 2009). Prav tako se spremlja število zgoraj opisanih napak in čas opravljenega testa (Eechaute, Vaes & Duquet, 2008).

3.4 Funkcionalni testi

Funkcionalni testi ocenjujejo ravnotežje pod različnimi funkcionalnimi pogoji. Ti testi vključujejo ocenjevanje hitrosti hoje, hoje z rotacijo glave, hoje pri obračanju okoli osi in pri korakanju preko ovir (Shumway-Cook idr., 2000). Vključujejo lahko tudi analizo posamezne komponente hoje (analiza koraka, število korakov, čas trajanja hoje ipd.) (Demura, Sohee & Yamaji, 2008). Posamezni test je lahko otežen z uporabo dodatne sekundarne kognitivne naloge (Horak idr., 2009) ali s spremenjeno podporno površino (Punakallio 2004). Med pogostejšimi testi, ki vključujejo elemente hoje, so koračni test (Demura idr., 2008), vstani in pojdi test,

dinamični indeks hoje (Whitney idr., 2000), funkcionalna ocena hoje (Walker idr., 2007), časovno merjeni parametri hoje in test korakanja v štirih kvadratih (Dite & Temple, 2002).

Poznani so tudi t. i. klinični testi, ki vključujejo sklope različnih nalog ohranjanja ravnotežja. Ocena kliničnih testov je kompleksna in zajema širok spekter vplivov na samo ravnotežje in funkcionalno sposobnost človeka. Sestavljeni so iz različnih podtestov, ki se osredotočajo na posamezno funkcionalno sposobnost. Namen teh testov je pridobitev splošne ocene ravnotežja pri osebah z večjo motnjo ravnotežja. Poznane so Bergova ravnotežna lestvica, sistemski test ocenjevanja ravnotežja, razni vprašalniki, Tinetti test, Brunel Balance Assessment, Fullerton Advanced Balance Scale, Balance Outcome Measure for Elder Rehabilitation, Postural Assessment Scale for Stroke patients, Lestvica Functional Ambulation Classification, testi za ocenjevanje ravnotežja sede ipd. Nadalje so podane in opisane merske karakteristike najpogosteje uporabljenih funkcionalnih testov, ki vključujejo oceno dinamičnega ravnotežja.

3.4.1 Test koraka

Test koraka (angl. Stepping test) zahteva dinamično kontrolo, saj vključuje ohranjanje stabilne podporne podlage med uspešnim prenosom teže med obema nogama (Hill, 1996). Korak je tako del hoje kot tudi del posturalnega odziva za preprečevanje padca (Thelen, Wojcik, Schultz, Ashton-Miller & Alexander, 1997). Ocenjevanje korakov poteka v sagitalni (korakanje naprej, nazaj) in frontalni ravnini (korakanje levo in desno). Parametri, ki se uporabljajo pri testiranjih, so različni, odvisni od namena testiranja. Najpogosteje je glavni parameter število korakov v določenem času. S souporabo foot switch se lahko analizira čas uni- in bipedalne opore (Demura idr., 2008). Uporablja se tudi dolžina maksimalnega koraka (Fujisawa & Takeda, 2006) in čas izvedbe določenega števila korakov (Miyamoto idr., 2008). S souporabo pritiskovne plošče se lahko analizira reakcijski čas in čas prenosa teže, iz katerega se nadalje izračuna tudi hitrost prenosa teže (Hill, 1996). Test je ugoden, varen in ne zahteva dragih pripomočkov ali veliko prostora (Demura idr., 2008). Analiza kontaktnega časa razkriva povečano tveganje za padce pri posameznikih, strah pred padci (Demura idr., 2008) in tudi zmanjšano funkcijo spodnjega uda, ki je lahko posledica poškodbe ali patologije (Fujisawa & Takeda, 2006). Pri analizi maksimalne dolžine koraka vstran so

ugotovili, da imajo pacienti z artritisom kolena in artroplastiko kolena zmanjšano maksimalno dolžina koraka v primerjavi z zdravimi preiskovanci (Viton idr., 1999; Viton idr., 2002). Nekateri raziskovalci domnevajo, da je lahko izvajanje hitrega koraka pri preprečevanju padca moteno tudi zaradi preusmerjene pozornosti na izvajanje druge motorične naloge (npr. branje znakov na ulici, gledanje prometa ...). Za povečanje specifičnosti in občutljivost samega koračnega testa za oceno motnje ravnotežja se uporabljo dodatne kognitivne (Melzer & Oddsson, 2004) ali motorične naloge (npr. dostop na klop, prestopanje ovir) (Hill, 1996). Korak se lahko analizira v različnih časovnih fazah, pridobljenih iz reakcijske sile podlage. Iz njega dobimo informacije v zvezi z izvršilno funkcijo (začetna faza – čas stimulacije od začetka mediolateralnega prenosa teže, ki je pred vsakim gibanjem), informacije o pripravi na korak (pripravljalna faza – čas od začetne faze do dviga noge) in o mišični moči mišic spodnjega uda (faza zamaha – čas od dviga noge do kontakta noge podlage) (Melzer & Oddsson, 2004). Vsota vseh treh faz je enaka kontaktnemu času. Kontaktni čas podaja pomembne informacije v zvezi z individualno sposobnostjo vzdrževanja ravnotežja v dani situaciji, kjer različno trajanje faz opore nakazuje specifične spremembe v profilu koraka (Melzer & Oddsson, 2004).

3.4.2 Test štirih kvadratov

Test štirih kvadratov (angl. Four square step test (FSST)) vključuje korakanje preko štirih palic, ki so pravokotno postavljene druga na drugo, tako da skupaj tvorijo štiri kvadrate. Test vključuje korakanje naprej, desno, nazaj in levo. Preiskovanec stoji v prvem, levem kvadratu, usmerjen s pogledom naprej. Njegova naloga je, da stopi z obema nogama v prvi kvadrat, nato v desni, nazaj in levo ter enako le v obratni smeri urinega kazalca do začetne pozicije. Pogled je vedno usmerjen naprej. Test je končan, ko preiskovanec ponovno stopi v začetni položaj. Rezultat testa je čas celotne izvedene naloge. Obe nogi morata biti v kontaktu s tlemi v vsakem kvadratu (Dite & Temple, 2002). Opazovani parameter testa je čas izvedbe celotnega testa. Je veljaven test za prepoznavanje nevarnosti padca pri starejših (Dite & Temple, 2002) in pri osebah z vestibularno motnjo (Whitney idr., 2007).

3.4.3 Dinamični indeks hoje

Dinamični indeks hoje (angl. Dynamic gait index (DGI)) je bil razvit za oceno funkcionalne stabilnosti hoje pri starejših (Whitney idr., 2000). Sestavljen je iz osmih nalog, ki vključujejo elemente hoje z dodatno motorično nalogo, in sicer hoja s spremenjanjem hitrosti ter obračanjem glave, hoja z obračanjem okrog osi, hoja preko in okoli ovir in vzpenjanje po stopnicah. Skala zajema opazovanje najpogostejših problemov dinamičnega ravnotežja med hojo. Izvedbo posamezne naloge se oceni s 4- točkovno lestvico (0–3). Maksimalna vrednost celotnega testa je 24 točk. Vrednosti 18 točk ali manj nakazujejo visoko nevarnost padca pri starejših (Shumway-Cook, Baldwin, Polissar & Gruber, 1997), pri osebah z vestibularno motnjo (Whitney idr., 2004) in multiplo sklerozo (Cattaneo, Regola & Meotti, 2006).

3.4.4 Funkcionalna ocena hoje

Funkcionalna ocena hoje (angl. Functional gait assessment (FGA)) je prilagojena in izpopolnjena verzija testa DGI in ocenjuje posturalno stabilnost med hojo, in sicer nevarnost za padce in sposobnost odgovora preiskovanca na spremembe naloge hoje pri dodatnih zahtevah. FGA je sestavljen iz 10 nalog, od katerih je sedem enakih kot pri DGI, ostale tri pa obsegajo hojo z ozko bazo podpore, hojo nazaj in hojo z zaprtimi očmi. Največja dosežena vrednost testa je 30 točk (Wrisley idr., 2004). S starostjo se končna ocena testa poslabša (Walker idr., 2007). Vrednost manjša od 15 točk predstavlja povečano tveganje za padce (Leddy, Crownier & Earhart, 2011).

3.4.5 Časovno merjeni vstani in pojdi test

Časovno merjeni vstani in pojdi test (angl. Time up and go (TUG)) je klinični test za ocenjevanje dejavnikov tveganja za padce (Shumway-Cook idr., 2000) in poslabšanja kontrole ravnotežja pri različnih boleznih (Mathias idr., 1986). Daje grobe podatke o ravnotežju, hitrosti hoje in funkcijskih zmogljivosti posameznika. Naloga testa vsebuje osnovne gibalne spretnosti, kot so vstajanje, hoja, obračanje in usedanje. Glavno merilo ocene je čas (s) izvedbe testa, ki ga preiskovanec porabi od trenutka, ko vstane s stola, prehodi razdaljo 3 m, gre okoli ovire in se vrne do

stola ter sede nanj (Podsiadlo & Richardson, 1991). Poleg merjenja časa lahko ocenjevalec poda subjektivno oceno nevarnosti padca od 1 do 5 (angl. Get up and Go), vendar je takšen test zelo slabo ponovljiv, zanesljiv in veljaven (Mathias idr., 1986). Dodatno so razvili tudi razširjeni TUG test (ETUG), ki časovno ločeno ocenjuje posamezne podteste opazovanega testa in dodatno opazuje posamezne komponente ravnotežja, ki bi se pri celotni oceni lahko spregledale (Wall idr., 2000). Za izboljšanje senzitivnosti testa so Salarian idr., (2010) uporabili dodatno še inercijske senzorje (iTUG). S temi senzorji so podrobnejše analizirali posamezne karakteristike testa: vstajanje (povprečje, vrh kotne hitrosti v sagitalni ravnini, trajanje in obseg gibljivosti trupa v sagitalni ravnini), hojo (časovne meritve hoje, obseg gibanja spodnjega uda, obseg gibanja zgornjega uda, obseg gibanja trupa v horizontalni in sagitalni ravnini), obračanje (čas trajanja obračanja, vrh kotne hitrosti trupa v horizontalni ravnini, časovne meritve pri obračanju) in usedanje (čas usedanja, obseg gibljivosti trupa v sagitalni ravnini). Gre za občutljiv test prepoznavanja tveganja za padce (Whitney idr., 2004; Shumway-Cook idr., 2000; Wall idr., 2000; Dite & Temple, 2002).

3.4.6 Časovno merjeni čas hoje

Časovno merjen čas hoje obravnava in ocenjuje preiskovančeve časovne in prostorske lastnosti hoje. Vključuje merjenje časa, ki je potreben za hojo preko določene razdalje ali pa merjenje razdalje, ki jo preiskovanec prehodi v določenem času (Kervio, 2003). Testov, ki proučujejo hojo, je več vrst. Najpogostejša in najbolj v uporabi sta test časovno merjene hoje, kjer se meri čas prehujene razdalje, in test hoje v 6 ali 10 minutah (6 ali 10 MWT), kjer je opazovani parameter prehujena razdalja. V začetku so bili ti testi razviti za paciente z respiratorno diagnozo. Kasneje pa so jih začeli uporabljati tudi za oceno funkcionalne sposobnosti pri starejših (Kervio idr., 2003), otrocih (Li idr., 2005), pacientih z ledvično odpovedjo (Fitts & Guthrie, 1995), fibromialgijo (King idr., 1999), in cerebralno paralizo (Andersson, Asztalos & Mattsson, 2006) ter pri osebah po amputaciji noge (Lin & Bose, 2008), pri bolnikih s srčno-žilnimi in pljučnimi okvarami (Faggiano idr., 2004). Test hoje se pomembno povezuje s fizično aktivnostjo, fleksibilnostjo, statičnim in dinamičnim ravnotežjem in mišično zmogljivostjo (Pettee idr., 2010).

Kot alternativni test hoje se uporablja test funkcionalnega ravnotežja, ki je sestavljen iz hoje naprej in nazaj po leseni deski, ki je dolga 2,5 m, široka 9 cm in debela 5 cm. Naloga preiskovanca je, da prehodi 0,5 m deske, se nato obrne in hodi nazaj do konca deske, se obrne in enako ponovi v drugi smeri. Preiskovanec izvede test hitro kot je le možno, brez padca z droga ali dotika podlage, kar se šteje kot napaka. Opazovani parametri testa so čas izvedenega testa in število napak narejenih med testom (Punakallio, 2004).

3.4.7 Bergova ravnotežna lestvica

Bergova ravnotežna lestvica (angl. Berg Balance Scale (BBS)) je bila prvotno oblikovana za oceno starejših ljudi in identifikacijo njihovega tveganja za padce (Berg, 1989). Sestavljena je iz štirinajstih nalog, ki ocenjujejo funkcionalno sposobnost in vzdrževanje ravnotežja, kljub notranjim motnjam. Naloge se opravljam v sedečem in stoječem položaju z vključevanjem obračanja ter vzdrževanjem stoje na eni nogi. Vsaka naloga se oceni od 0 (ni izvedena) do 4 (varno izvedena). Najvišji možni rezultat testa je 56 točk. Rezultat od 0 do 20 točk pomeni okvaro ravnotežja, med 21 in 40 točk sprejemljivo ravnotežje in med 41 in 56 točk dobro ravnotežje. Vrednosti končne ocene manjše od 45 nakazujejo na nevarnost padca (Bogle Thorbahn & Newton, 1996). Ravnotežno lestvico so proučevali pri zdravih starejših osebah (Berg 1989), pri šibkejših starejših (Conradsson idr., 2007), pri osebah po možganski kapi (Berg, Wood-Dauphine & Williams, 1995), pri otrocih (Franjoine, Gunther & Taylor, 2003) in pri osebah z multiplo sklerozo (Cattaneo, Jonsdottir & Repetti, 2007). Ena od nedavnih raziskav (Conradsson idr., 2007) je pokazala, da je potrebna spremembra vsaj osmih točk, da bi odkrili dejansko spremembo funkcije pri starejših in nesamostojnih pri izvajanju dnevnih aktivnosti. Slabosti tega testa so predvsem dolgotrajna izvedba (najmanj 20 min.) in kompleksnost nalog. Lestvica nalog je razdeljena na pet nivojev, pri katerih se kriteriji ocenjevanja razlikujejo, kar pa lahko privede do težav pri ocenjevanju, zlasti, če imajo ocenjevalci manj izkušenj (Stevenson, 2001). BSS je dobro dokumentirana in ima močne metrične lastnosti. Zaradi visoke notranje konsistence (Cronbach alfa = 0,98) so razvili enostavnejšo in skrajšano verzijo (angl. Short From Berg Balance Scale – SEBBS), v kateri je uporabljenih samo sedem nalog. Ta ocenjevalni protokol ima podobne metirčne lastnosti kot BBS, je preprostejši, hitrejši in priporočljiv za klinično uporabo in raziskovalne namene (Chou idr., 2006).

3.4.8 Sistemski test ocenjevanja ravnotežja

Sistemski test ocenjevanja ravnotežja (angl. The Balance Evaluation System test (BESTTest)) sestoji iz 36 posameznih testov, grupiranih v šest sistemov (biomehanične omejitve, meja stabilnosti, anticipatorni posturalni popravki, posturalni odgovori, senzorična orientacija in stabilnost v hoji). Posamezna stopnja je ocenjena z oceno 0 (najslabša izvedba) ali 3 (najboljša izvedba), z maksimlnim številom točk 108. Celotna ocena je predstavljena kot odstotek maksimalnega števila točk (Horak idr., 2009). Metrične lastnosti so bile opazovane pri osebah s Parkinsonovo boleznijo (Leddy idr., 2011) in starejših nad 50 let (Horak idr., 2009). Je veljaven in zanesljiv test za prepoznavanje poslabšanja ravnotežja. Vrednost manjša od 69 % nakazuje na povečano tveganje za padec (Leddy idr., 2011).

3.4.9 Tinnetijev test

Tinnetijev test je klinično ocenjevalno sredstvo ravnotežja in hoje pri starejših (Lombardi idr., 2001). Vključuje meritve statičnega, dinamičnega, reaktivnega in anticipatornega ravnotežja ter sposobnost transferja (Yelnik & Bonan, 2008). Sestavljen je iz dveh delov. Prvi del zajema ravnotežje sede, vstajanje s stola, ravnotežje stoje, vzdrževanje dregljaja, ravnotežje z zaprtimi očmi, obračanje in usedanje. Drugi del testa temelji na opazovanju hoje, in sicer višina in dolžina koraka, kontinuiranost in simetrija koraka, deviacija poti, nihanje trupa, stoja med hojo in obračanje med hojo. Vsaka naloga je ocenjena z oceno od 0 do 2, z maksimalno celotno oceno 28 točk (Sterke, Huisman, van Beeck, Looman & van der Cammen, 2010).

3.4.10 Lestvica ocene lastnega zaupanja v ravnotežno sposobnost

Lestvica ocene lastnega zaupanja v ravnotežno sposobnost (angl. Activities-specific Balance Confidence (ABC)) je 16-stopenjska lestvica, s katero oseba sama oceni zaupanje v lastno ravnotežje pri izvajanju dnevnih aktivnosti (Powell & Myers, 1995). Ocena je sestavljena iz odgovorov na različna vprašanja, ki temeljijo na

skali ocene od 0, kar pomeni ni zaupanja, do 100, ki predstavlja popolno zaupanje v izvajanje dnevnih aktivnosti. Metrične značilnosti testa so proučevali pri osebah z multiplo sklerozo (Cattaneo idr., 2006), osebah po možganski kapi (Botner, Miller & Eng, 2005), z vestibularno motnjo (Legters, Whitney, Porter & Buczek, 2005), pri amputaciji noge (Miller, 2003) in pri starejših ljudeh (Holbein-Jenny idr., 2005).

3.4.11 Ocenjevalne lestvice

Obstajajo še druge ocenjevalne lestvice za oceno ravnotežja, ki pa so v praksi manj uporabne. Poznana so Brunel Balance Assessment (BBA) z 12 stopenjsko hierarhično oceno ravnotežja, Fullerton lestvica (angl. Fullerton Advanced Balance Scale – FAB), s katero se ocenjujejo vsi sistemi nadzora ravnotežja (npr. senzoričnega, mišičnokostnega in živčnomišičnega) (Rose, Debra, Lucchese & Wiersma, 2006), Balance Outcome Measure for Elder Rehabilitation (BOOMER), ki je sestavljena iz različnih že prej omenjenih testov (test korakanja, časovni vstani in pojdi test, funkcionalni test poseganja in stoja z nogami skupaj in z zaprtimi očmi) (Haines idr., 2007). Lestvica Postural Assessment Scale for Stroke patients (PASS) je sestavljena iz dveh delov: v prvem delu se ocenjuje sposobnost vzdrževanja drže, v drugem pa sposobnost spreminjanja drže iz ležečega v sedeči položaj in nato do stoječega (Mao, Hsueh, Tang, Sheu & Hsieh, 2002; Benaim, Pérennou, Villy, Rousseaux & Pelissier, 1999). Lestvico Functional Ambulation Classification (FAC) (Holden, Gill, Magliozi, Nathan & Piehl-Baker, 1984) so razvili, ker so že leli natančneje oceniti potrebo po pomoči druge/-ih oseb/-e, ki jo bolnik potrebuje pri hoji. Preko nje se lahko oceni napredok od nezmožnosti za gibanje do hoje (Holden idr., 1984). Za oceno ravnotežja pri osebah po možganski kapi ali osebah z motnjami ravnotežja, ki so posledica nevroloških poškodb, Parkinsonove bolezni, je uporabljen test Fugl-Meyer. Ta ocenjuje motorično kontrolo spodnjega in zgornjega uda, ravnotežje, občutek za gibanje, obseg gibljivosti in bolečino (Sanford, Moreland, Swanson, Stratford & Gowland, 1993).

4 PREDMET, PROBLEM IN NAMEN DELA

Predmet magistrske naloge je obravnava dinamičnega ravnotežja pri starejših osebah. Že uvodoma smo omenili, da se nadzor ravnotežja s starostjo poslabša in s tem se poveča nevarnost padca. Podatki raziskav (Skinner idr., 1984; Paulus idr., 1984; Horak idr., 1989; Duncan idr., 1990; Weiner idr., 1992; Medell & Alexander 2000; Carter idr., 2001; Cho idr., 2004; Schulz, Ashton-Miller & Neil 2007; Demura idr., 2008) kažejo statistično značilno slabše izvajanje testov dinamičnega ravnotežja starejših preiskovancev v primerjavi z mlajšimi preiskovanci. Nadalje podatki testov smerno specifične analize poročajo, da je pri šibkejših, starejših osebah z izkušnjo padca CoP nihanje v m-l smeri med hojo ali zmanjšano podporno površino povečano v primerjavi z zdravimi, starejšimi osebami. M-l posturalna kontrola je prikazana kot pomemben faktor za identifikacijo starejših z izkušnjo padca (Maki, Holliday & Topper, 1994). Osebe s povečanim nihanjem CoP v m-l smeri imajo trikrat večje tveganje za nastanek padca v primerjavi z osebami brez povečanega nihanja CoP v omenjeni smeri (Melzer idr., 2004).

Na izbiro je veliko testov za ocenjevanje ravnotežja. Pri tem se pogosto postavlja vprašanje, kateri izmed teh testov je tisti, ki je najbolj občutljiv za zaznavanje starostnih sprememb v kontroli ravnotežja. Testi statičnega ravnotežja so v literaturi dobro opisani, nekoliko manj pa so opredeljeni testi dinamičnega ravnotežja. Pri ocenjevanju lahko testi statičnega ravnotežja potencialno predstavljajo premajhen izziv za oceno ravnotežja pri zdravi starejši populaciji oziroma določene spremembe v nadzoru ravnotežja niso vidne pri statičnem ravnotežju, imajo pa velik vpliv na dinamično ravnotežje (Allum & Adkin, 2003).

Med dinamičnimi testi ravnotežja se večina testov nanaša na splošno oceno dinamičnega ravnotežja in ne toliko na oceno specifičnega področja dinamičnega ravnotežja (kot so na primer aktivni prenos telesne teže v različne smeri, natančnost aktivnega prenosa tečesne teže, strategije gibanja, ocena posturalnih odzivov v različnih situacijah ipd.). Merske lastnosti testov ocene specifičnega področja dinamičnega ravnotežja so večinoma raziskane pri mlajši populaciji, manj pa je podatkov o merskih lastnostih teh testov pri starejši populaciji. Kot že omenjeno, je poslabšanje m-l stabilnosti pomemben pokazatelj nevarnosti za nastanek padca. Specifična analiza kontrole m-l stabilnosti je vključena v malo kliničnih testov ravnotežja. M-l kontrola ravnotežja je sestavni del koraka, hoje, stoje, obračanja ipd. Vendar analiza teh aktivnosti ni specifično usmerjena v m-l

stabilnost in daje splošne podatke o izvedbi aktivnosti, ki poleg m-l stabilnosti vključujejo še ostale dejavnike, ki vplivajo na rezultat testa. Več podatkov o m-l stabilnosti nam dajejo testi nenačne motnje ali nestabilne podlage v omenjeni smeri. Vendar so lahko te naloge prezahtevne za starejšo populacijo. S starostjo povezane spremembe ravnotežja so vidne pri testih aktivnega prenosa telesne teže proti meji stabilnosti (Blaszczyk, Lowe & Hansen, 1994; Horak, 2006). Aktivni prenos telesne teže proti meji stabilnosti je izведен v različne smeri, kar omogoča natančnejšo analizo nadzora ravnotežja v posamezno smer. Pogosto je kombiniran s pritiskovno ploščo, ki meri gibanje CoP. Analiza gibanja CoP lahko prinese dodatne informacije o sami kontroli ranotežja v posamezno smer, kar je pomembno zlasti pri oceni ravnotežja starejših preiskovancev. Vendar pa je malo dinamičnih testov aktivnega prenosa, ki bi proučevali občutljivost teh testov za zanavjanje ravnotežnih sprememb, ki se pojavijo s starostjo.

Tako je bil namen te magistrske naloge poiskati tiste parametre testov dinamičnega ravnotežja, ki najbolj diskriminirajo ravnotežje starejših in mlajših odraslih oseb, in tako poiskati najbolj občutljivo orodje za spremljanje vplivov staranja na dinamično ravnotežje.

5 CILJI IN HIPOTEZE

Cilji magistrske naloge so bili:

1. Preveriti občutljivost parametrov testov aktivnega prenosa teže pri testih funkcionalnega dosega naprej, testu dosega z nogo v različne smeri, testu dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije, testu ritmičnega prenosa telesne teže v a-p smeri, testu čim hitrejšega koraka naprej na vidni signali in pri testu maksimalnega koraka naprej za zaznavanje ravnotežnih sprememb povezanih s starostjo.
2. Ugotoviti razlike v občutljivosti parametrov statičnega in dinamičnega ravnotežja za zaznavanje ravnotežnih sprememb povezanih s starostjo.
3. Raziskati povezavo med obravnavanimi testi dinamičnega ravnotežja.
4. Raziskati povezavo med testi dinamičnega in statičnega ravnotežja.

Delovne hipoteze so bile:

- H1. Rezultati izbranih testov bodo slabši pri starejših v primerjavi z mlajšimi preiskovanci pri vseh izbranih testih.
- H2. Parametri dinamičnega ravnotežja bodo bolj občutljivi za zaznavanje ravnotežnih sprememb povezanih s starostjo v primerjavi s parametri statičnega ravnotežja.
- H3. Med obravnavanimi testi dinamičnega ravnotežja bodo statistično pomembne povezave.
- H4. Med obravnavanimi testi dinamičnega ravnotežja in testi statičnega ravnotežja bodo statistično pomembne povezave.

6 METODE DELA

6.1 Preiskovanci

V raziskavi je sodelovalo 27 mladih (od 19 do 34 let) in 22 starejših (od 67 do 100 let) preiskovancev (Tabela 1). Mladi preiskovanci so bili študentje Univerze na Primorskem. Izključitveni kriteriji pri mladih prostovoljcih so bili živčno-mišična obolenja in ortopediske poškodbe spodnjega uda v zadnjih šestih mesecih.

Starejši preiskovanci so bili oskrbovanci Doma za upokojence Kranj. Izključitveni kriteriji so bili živčno-mišična obolenja in ortopediske poškodbe spodnjega uda v zadnjih šestih mesecih. Pred testiranjem je vsak preiskovanec izpolnili vprašalnik, s katerim so bili pridobljeni podatki o prisotnih boleznih, pogostosti padcev, jemanju zdravil, motnjah vida/sluha, uporabi dodatnih pripomočkov in subjektivni oceni ravnotežja. Vsi starejši preiskovanci so imeli motnje vida (100 %), v 9 % pa tudi motnje sluha. Motnje vida in sluha so starejši korigirali z očali in slušnim aparatom. Pripomočke za ohranjanje ravnotežja je uporabljalo 63,6 % preiskovancev. Od vseh starejših preiskovancev jih je 81,8 % že doživelno padec, od tega se jih je 77,3 % zgodilo v zadnjih dvanajstih mesecih. Kar 42,9 % je za padec potrebovalo medicinsko intervencijo. Najpogosteji vzrok za padec je bila vrtoglavica in nenadna šibkost (36,4 %). Med najpogostejšimi posledicami padca so preiskovanci navajali zlom (27,3 %) in udarnino (31,8 %). Polovica starejših preiskovancev navaja strah pred padcem.

Tabela 1: Splošni podatki preiskovancev.

| Parameter | Mlajši preiskovanci (povprečje ± SD) | Starejši preiskovanci (povprečje ± SD) |
|---------------------|-----------------------------------------|-------------------------------------------|
| Spol | 18 žensk, 9 moških | 21 žensk, 1 moški |
| Starost (leta) | $22,30 \pm 3,68$ | $82,32 \pm 9,63$ |
| Telesna višina (cm) | $169,72 \pm 11,23$ | $163,09 \pm 7,78$ |
| Telesna masa (kg) | $66,39 \pm 13,55$ | $66,59 \pm 15,92$ |

Vsak preiskovanec je pred testiranjem dobil pisne informacije (Priloga 1) in dodatna ustna navodila o postopku in namenu testiranja. Na podlagi dobljenih informacij so preiskovanci pred začetkom testiranja podpisali Izjavo o prostovoljnem sodelovanju

v raziskavi (Priloga 1). Raziskava je potekala po navodilih Helsinške deklaracije. Odobrila jo je Komisija Republike Slovenije za medicinsko etiko (Priloga 2).

6.2 Protokol testiranja

Ocenjevanje ravnotežja je potekalo v posebnem, za potrebe testiranja, pripravljenem prostoru. Ta prostor je omogočal miren, nemoten potek raziskave. Obravnava posameznega preiskovanca je trajala eno uro. Pred vsakim testom je preiskovanec dobil natančna navodila o poteku testiranja in uvodoma tudi preizkusil posamezen test. Za pripravo na test je preiskovanec potreboval 10 minut. Med vsakim testom je bil pet minut trajajoči odmor. Zaporedje testiranja je bilo naključno. Posamezni test sta izvajala zaporedno dva preiskovanca, ki sta se med posamezno ponovitvijo izmenjevala. Med testiranjem ni bilo dovoljeno nobeno premikanje in govorjenje. Za oceno ravnotežja so bili uporabljeni testi statičnega in dinamičnega ravnotežja.

6.2.1 Testi statičnega ravnotežja

Testi statičnega ravnotežja so bili (1) mirna, tiha stoja s stopali v širini bokov (paralelna stoja) pod pogojem odprtih oči, (2) paralelna stoja z zaprtimi očmi in (3) semitandemska stoja z odprtimi očmi. Za potrebe testiranja je bila uporabljena pritiskovna plošča za testiranje gibanja središča pritiska Kistler (tip 9260AA, Švica) in pripadajoča programska oprema BioWare 4.0. Vsi podatki so bili shranjeni na osebni računalnik. Preiskovanec je obut stopil na pritiskovno ploščo, s stopali v predpisani položaj (paralelna stoja oziroma semitandemska stoja). Roke je imel pokrčene na bokih in pogled usmerjen naravnost naprej v črno piko na steni, oddaljeno približno 1,5 metra. Naloga preiskovanca je bila ohranitev mirne stoje v času 30 sekund. Opazovani so bili amplitudni, hitrostni in frekvenčni parametri gibanja središča pritiska (CoP) (Tabela 3). Za končni izračun vrednosti CoP parametrov je bilo uporabljeno povprečje 3-kratne ponovitve.

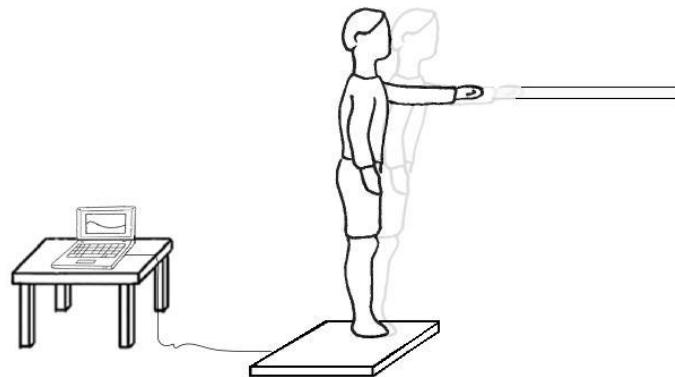
6.2.2 Testi dinamičnega ravnotežja

Testi dinamičnega ravnotežja so vključevali (1) test funkcionalnega dosega, (2) test dosega z nogo (angl. Star excursion balance test), (3) test dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije, (4) test ritmičnega prenosa teže v a-p smeri, (5) test čim hitrejšega koraka naprej na vidni signal in (6) test maksimalnega koraka naprej.

Test funkcionalnega dosega (FR)

Test funkcionalnega dosega (FR) odseva preiskovančeve sposobnosti nadzorovanja ravnotežja pri doseganju z roko v anteriorni smeri (Duncan idr., 1990). Za merjenje funkcionalnega dosega smo uporabljali merilni meter (150 cm), ki je bil v vodoravnem položaju pritrjen na steno, prenosni računalnik in pritiskovna plošča AMTI (Advanced Mechanical Technology, ZDA) s pripadajočo programsko opremo (MARS, S2P, d. o. o., Ljubljana, Slovenija). Preiskovanec je obut stal na pritiskovni plošči ob steni s stopali v širni bokov in z roko v položaju devetdesetih stopinj antefleksije. Merilni trak je bil nameščen v višini preiskovančevega akromiona z začetkom pri konici srednjega prsta iztegnjene roke. Iz opisanega izhodiščnega položaja je preiskovanec naredil maksimalni doseg naprej, ne da bi pri tem odmaknil peto od podlage, naredil korak naprej ali se dotaknil stene (Slika 3). Rezultat testa je bila maksimalna razdalja dosega iztegnjene roke. Pred samo meritvijo je preiskovanec test enkrat preizkusil. Test je bil ponovljen štirikrat, z vmesnim minutnim odmorom. V primeru dotika stene, koraka med izvedbo ali potrebe po pomoči za vrnitev v izhodni položaj, je bila meritev ponovljena (Duncan idr., 1990). Zaradi vpliva antropometričnih lastnosti, je bil rezultat normaliziran na dolžino zgornjega uda (Duncan idr., 1990). Opazovani parametri so bili amplituda CoP gibanja in maksimalna izmerjena dolžina dosega. Povprečje štirih ponovitev pri amplitudi gibanja CoP in povprečje treh najboljših doseženih razdalj merjenih z merilnim metrom, sta bila uporabljena za prikaz rezultatov posameznega parametra.

Slika 3: Test funkcionalnega dosega naprej.

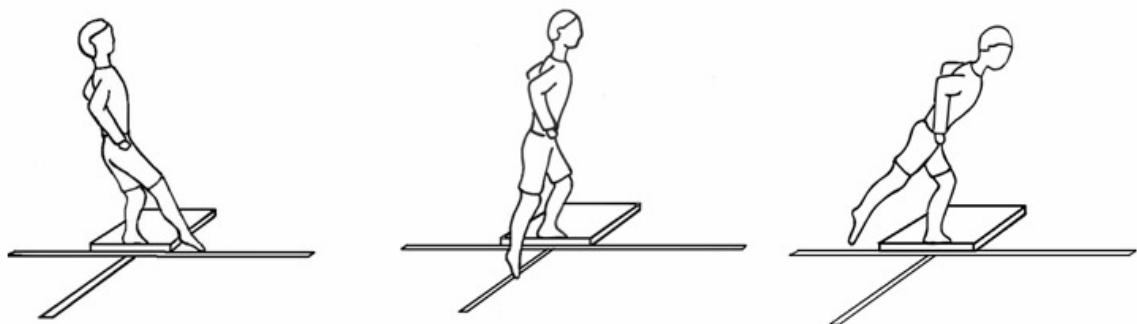


Test dosega z nogo (SEBT)

Test dosega z nogo (SEBT) ocenjuje sposobnost ohranjanja ravnotežja na eni nogi med doseganjem razdalje z drugo nogo (Gribble & Hertel, 2003). Za izbrani test so bili uporabljeni trije merilni metri (150 cm), postavljeni pravokotno drug na drugega, in pritiskovna plošča AMTI (Advanced Mechanical Technology, ZDA) s pripadajočo programsko opremo (MARS, S2P, d. o. o., Ljubljana, Slovenija). Preiskovanec je obut z eno nogo stopil na rob pritiskovne plošče, na sredini stičišča dveh linij dosega. Njegova naloga je bila, da s prosto nogo doseže čim daljšo razdaljo v dani smeri, pri kateri se rahlo dotakne podlage in se nato vrne v izhodiščni položaj. Smeri dosega so bile anteriorna, medialna in posteriorna (Slika 4). Zanesljivost teh smeri je dobra ($ICC = 0,84 - 0,92$) (Munro & Herrington, 2010). Pred samo meritvijo je posameznik trikrat ponovil test v posamezno smer, da se je seznanil z meritvijo in potekom testa. Dosežena razdalja, merjena s šiviljskim metrom od centra do maksimalnega dosega z najbolj distalnim delom noge, je služila kot rezultat testa (Gribble & Hertel, 2003). Doseg v posamezno smer je posameznik v zaporedju ponovil štirikrat, šele nato je sledil doseg v drugo smer (Robinson & Gribble, 2008b). Med posameznimi dosegi je bil 1 min. odmor. V primeru izgube ravnotežja, prenosa teže na segajočo nogo ali premaknitve stojne noge iz začetnega položaja, se je meritev ponovila. Dosežena razdalja je bila normalizirana glede na dolžino noge, merjene od spina iliaca anterior do podlage (Gribble & Hertel, 2003). Ocena izvedbe testa merjena preko pritiskovne plošče je bila opazovana preko hitrostnih, amplitudnih in frekvenčnih parametrov gibanja CoP

(Tabela 2). Povprečje štirih ponovitev pri analizi gibanja COP in povprečje treh najboljših doseženih razdalj merjenih z merilnim metrom (Kinney & Armstrong, 1998), je bilo uporabljeno za prikaz rezultatov posameznega parametra.

Slika 4: Test dosega z nogo v anteriorni, lateralni in posteriorni smeri.

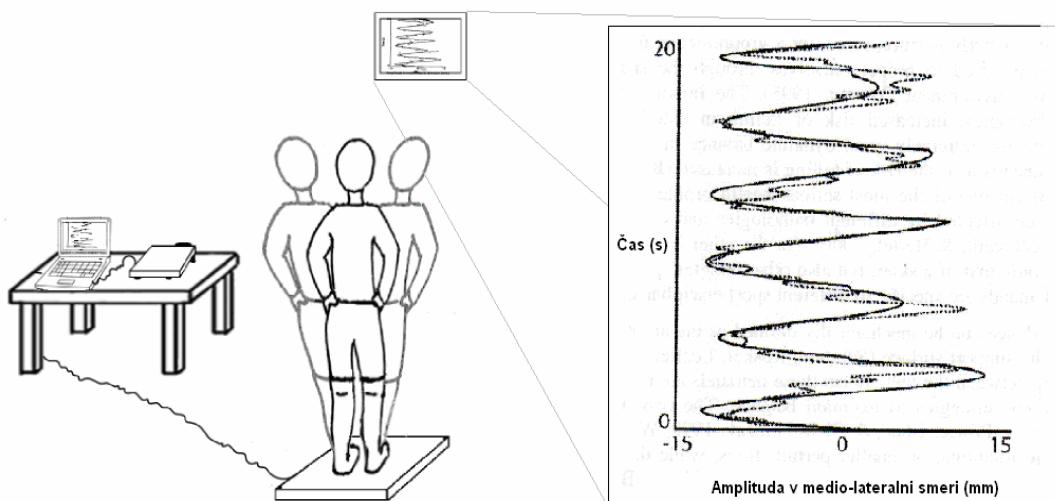


Test dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije (SBT)

Test dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije (SBT) ocenjuje sposobnost nadzorovanja ravnotežja pri hotenem gibanju središča pritiska znotraj meja podporne ploskve v različnih smereh. Osnova testa je aktivni prenos središča pritiska po predhodno definirani referenčni poti, prikazani na platnu pred preiskovancem. V našem izbranem protokolu testiranja je bila uporabljena predhodno definirana krivulja gibanja v m-l smeri. Predhodno definirana krivulja je predstavljala referenčno pot, kateri je moral preiskovanec s prenosom telesne teže slediti. Skrajna meja m-l poti je predstavljala 70 % maksimalnega prenosa teže (LOS) v m-l smeri (Brouwer idr., 1998). Za izbran test smo uporabili pritiskovno ploščo AMTI (Advanced Mechanical Technology, ZDA) in namensko izdelano programsko opremo (MARS, S2P, d. o. o., Ljubljana, Slovenija), prenosni računalnik, diaprojektor in projekcijsko platno. Preiskovanec je obut stopil na pritiskovno ploščo na predhodno označen položaj stopal (nekoliko širše od širine bokov). Roke so bile postavljene na boke, kolena rahlo pokrčena in pogled usmerjen naprej na projekcijsko platno (velikost 1,5 m x 2 m), ki je bilo od preiskovanca oddaljeno 2 metra. Naloga preiskovanca je bila, da aktivno prenese telesno težo v smeri prikazane krivulje vidne na platnu. Cilj vsakega preiskovanca je bil, da je prenos telesne teže v medi-lateralni smeri čim bolj enak predhodno definirani krivulji (Slika 5). Pot in čas premika središča pritiska preiskovanca sta

bila enaka poti in času premika krivulje gibanja, z odebeleno črto prikazano na platnu pred preiskovancem (Panjan idr., 2010). Pred testom je bila izmerjena meja maksimalnega prenosa teže v medio-lateralni smeri za vsakega preiskovanca posebej. Iz dobljene maksimalne meje prenosa teže se je izračunala skrajna meja predhodno definirane krivulje, kateri je preiskovanec sledil. Pred meritvijo je preiskovanec enkrat preizkusil test, da se je seznanil s protokolom meritve in potekom testa. Test je trajal 40 sekund in bil ponavljen trikrat. Opazovani parametri so prikazani v tabeli 2. Za končni izračun vrednosti COP parametrov je bilo uporabljeno povprečje vrednosti 3-kratne ponovitve.

Slika 5: Test dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informavcije. Slika na desni prikazuje referenčno krivuljo (debelejša linija) in krivuljo gibanja središča pritiska preiskovanca (tanjsa linija).

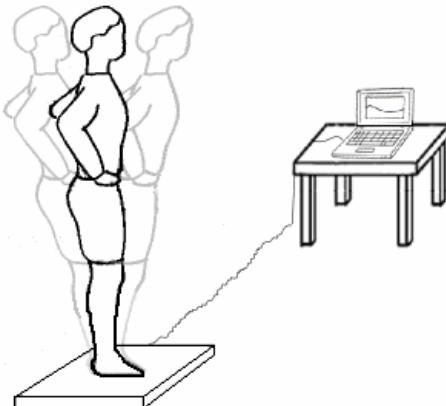


Test ritmičnega prenosa teže v antero-posteriorni smeri (RWS)

Test ritmičnega prenašanja teže v a-p smeri (RWS) ocenjuje sposobnost nadzorovanja ravnotežja pri hotenem gibanju središča pritiska do meje podporne ploskve in vračanje nazaj v prvotni položaj (Dodd idr., 2003; Liston & Brouwer, 1996). Za zajem podatkov je bila uporabljena pritiskovna plošča Kistler (tip 9260AA, Švica) in pripadajoča programska oprema BioWare 4.0. Preiskovanec je obut stopil na pritiskovno ploščo s stopali v širini bokov. Roke so bile položene na boke in pogled usmerjen naprej v črno piko na steni, oddaljeno od

preiskovanca za približno 1,5 metra (Slika 6). Na znak ocenjevalca, je preiskovanec prenesel težo v anteriorni smeri do meje podporne ploskve (100 % meja stabilnosti), ne da bi pri tem dvignil pete od podlage, in se vrnil nazaj v izhodiščni položaj. Nato je nadaljeval s prenosom teže v posteriorni smeri, brez dviga prstov od podlage, in se zopet vrnil v izhodiščni položaj (Brouwer idr., 1998). Aktivni prenos teže v a-p smeri, proti meji stabilnosti, je bil izveden v časovnem obdobju treh sekund, kjer je v skrajni meji preiskovanec zadržal eno sekundo in se nato v časovnem obdobji treh sekund vrnil nazaj v izhodiščni položaj. Test je bil ponovljen trikrat v posamezno smer. Če je preiskovanec izgubil ravnotežje, je bila meritve ponovljena. Pred samim testiranjem je preiskovanec test enkrat v celoti ponovil, tako da se je seznanil s testom in potekom meritve. Za analizo dinamičnega ravnotežja so bili opazovani parametri povprečna amplituda gibanja CoP (mm) in maksimalna amplituda gibanja CoP (mm) pri prenosu teže naprej in nazaj. Za končen izračun vrednosti CoP parametrov je bilo uporabljeno povprečje vrednosti 3-kratne ponovitve prenosa teže v posamezno smer.

Slika 6: Test ritmičnega prenosa teže v antero-posteriorni smeri.

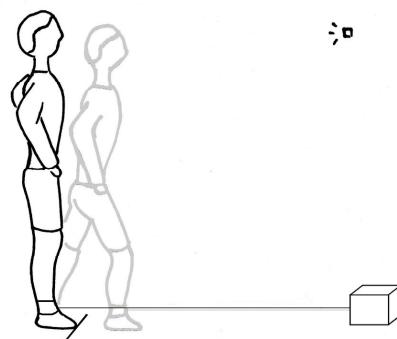


Test čim hitrejšega koraka naprej na vidni signal (RS)

Sposobnost ohranjanja ravnotežja po motnji iz okolja vključuje različne posturalne odzive, vključno s hitrostjo izvedbe koraka, ki preprečijo izgubo ravnotežja (Thelen idr., 1997). Cilj testiranja posturalnih odzivov na zunanjji signal je predvsem ugotavljanje hitrosti sposobnosti reagiranja telesa na dano motnjo (Winter 1995; O'Sullivan & Schmitz, 2001). V literaturi se pojavijo različni testi ocenjevanja

reakcijskega časa telesa pri vzdrževanju ravnotežja, kot so testi hitrega vstajanja na dani signal (Ezenwa & Burns, 2008), testi vdrževanja pokončnega položaja pri stoji na drsnici translacijski plošči (Ezenwa & Burns, 2008) in testi vzdrževanja pokončnega položaja na pri nenadnem premiku podporne podlage (Eechaute idr., 2007). V našem primeru je bil uporabljen reakcijski čas koraka na vidni signal. Vidni signal je predstavljala rdeča svetilka, postavljena v višini oči, 2 metra stran od preiskovančevega izhodiščnega položaja. Izhodiščni položaj preiskovanca je bila stojala v širini ramen, na označenem mestu, z rokami ob boku. Pred testom je vsak preiskovanec napravil dva prosta koraka. Okrog distalnega dela noge, s katero je preiskovanec začel korak, je bila nameščena manšeta. Manšeta je bila povezana z žico do t. i. distanc metra, ki je zaznaval začetek in konec koraka. Podatki o začetku koraka so bili usklajeni z vidnim signalom, povezanimi z osebnim računalnikom in pripadajočo programsko opremo (MARS, S2P, d. o. o., Ljubljana, Slovenija). Naloga je od preiskovanca zahtevala, da kar se da hitro napravi dva koraka naprej, takoj ko opazi vidni signal in se nato vrne nazaj v izhodiščni položaj (Slika 7). Čas med dvema vidnima signaloma je bil naključen, med 10 in 15 sekundami. Test čim hitrejšega koraka naprej na vidni signal je bil ponovljen desetkrat. Opazovani parametri so bili reakcijski čas koraka (s), trajanje koraka (s) in dolžina koraka (mm). Rezultat posameznega parametra je prikazan kot povprečje desetih ponovitev naloge.

Slika 7: Test čim hitrejšega koraka naprej na vidni signal.

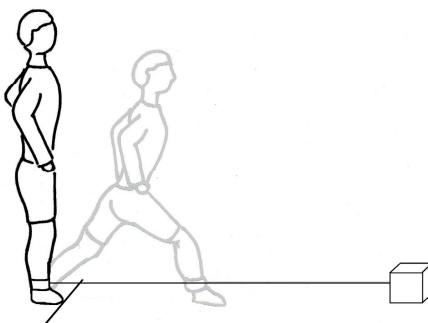


Test maksimalnega koraka naprej (MST)

Test maksimalnega koraka naprej (MST) je veljaven in zanesljiv test merjenja sposobnosti ravnotežja (Goldberg idr., 2010). Maksimalna dolžina koraka je

opredeljena kot največja razdalja, ki jo lahko naredi oseba v koraku naprej (Cho idr., 2004). Začetni položaj preiskovanca je bila mirna stoja z rokami ob bokih, na označenem mestu na tleh (Slika 8). Naloga je od preiskovanca zahtevala, da naredi maksimalni korak naprej in se nato vrne v prvoten, začeten položaj brez izgube ravnotežja, podrsavanja po tleh ali premaknitev stojne noge iz prvotnega položaja (Cho idr., 2004). Za odčitavanje maksimalne dolžine koraka je bil uporabljen t. i. distanc meter, povezan z nogo, s katero je bil izveden korak (dominantna noga preiskovanca). Podatki o dolžini koraka so bili preneseni preko distanc metra na osebni računalnik s pripadajočo, namensko izdelano programsko opremo (MARS, S2P, d. o. o., Ljubljana, Slovenija). Vsak korak naprej je bil ponavljen petkrat in izveden v lastnem ritmu. Vrednost povprečja razdalje (mm) petih korakov je bila vzeta za nadaljnjo analizo (Goldberg idr., 2010).

Slika 8: Test maksimalnega koraka naprej.



6.3 Obdelava podatkov in statistična analiza

Podatki testov, pridobljeni s pritiskovno ploščo in t.i. distanc metrom so bili shranjeni na standardni osebni računalnik. Frekvenca vzorčenja je bila 1000 Hz. Predhodna obdelava signalov je bila sestavljena iz filtracije signalov z Band-pass Butterworth filtra (0,1–20 Hz).

Za statistično obdelavo podatkov je bil uporabljen program SPSS 18.0 (Chicago, Illinois, ZDA). Za vsak izbran parameter je bila izračunana deskriptivna statistika (povprečje \pm standarna deviacija) in preverjena normalna porazdelitev podatkov s Kolmogorov-Smirnovim testom. Dodatno je bila preverjena homogenost variance z Levene testom. V primeru neenakosti variance ali neenakomerne porazdelitve je bila uporabljena logaritemska transformacija. Občutljivost testa med skupinama je

bila analizirana z uporabo t-testa za neodvisne vzorce; s tem so bili pridobljeni podatki o obstoječi razliki v ravnotežju med mlajšimi in starejšimi preiskovanci. Kolikšna je občutljivost posameznega testa za zaznavanje poslabšanja ravnotežja, je bila preverjena z ROC krivuljo (angl. Receiver Operating Characteristic) in izračunano ploščino pod to krivuljo (AR). Za zaznavo povezav med uporabljenimi testi je bil uporabljen Pearsonov korelacijski koeficient. Statistična značilnost je bila določena na ravni $p < 0,05$.

7 REZULTATI

Rezultati so predstavljeni v dveh delih. Prvi del se osredotoča na primerjavo vrednosti parametrov posameznega testa med mlajšimi in starejšimi preiskovanci. Rezultati statističnih povezav med posameznimi parametri uporabljenih testov pa so temelj predstavitev rezultatov drugega dela. Povprečje, standardna deviacija posameznih parametrov in statistično značilne razlike med starostnima skupinama prikazujeta tabeli 2 in 3. Povezave med parametri posameznih testov ravnotežja prikazujejo tabele 4–8.

7.1 Rezultati občutljivosti parametrov

Vrednosti izmerjene dolžine in amplitude CoP gibanja pri izvedbi testa FR sta bili statistično značilno krajši pri starejših preiskovancih (36,6–51,1 %) od vrednostih izmerjene pri mlajših preiskovancih. Napovedna moč razlikovanja ravnotežja med mlajšimi in starejšimi preiskovanci je bila visoka ($AR > 0,96$). Pri tem se je parameter izmerjene amplitude gibanja CoP izkazal za bolj občutljivejšega. Porazdelitev podatkov opazovanih parametrov je bila normalna.

Rezultati primerjave parametrov testa SEBT med mlajšimi in starejšimi preiskovanci so pokazali šest statistično pomembnih parametrov, ki razločujejo ravnotežje mlajših in starejših preiskovancev. Izmed teh so le parametri izmerjene dolžine dosega z nogo, povprečna amplituda gibanja CoP v m-l smeri in hitrost gibanja CoP v m-l smeri pokazali visoko občutljivost ($AR > 0,74$). Izmerjene vrednosti so večje pri mlajših preiskovancih v primerjavi s starejšimi preiskovanci (24,5–57,1 %). Porazdelitev podatkov opazovanih parametrov je bila normalna.

Analiza podatkov testa dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije je pokazala dvanaest parametrov, ki se statistično pomembno razlikujejo med mlajšimi in starejšimi preiskovanci. Nadaljnja analiza z ROC krivuljo je pokazala kot najbolj občutljive parametre predvsem povprečno absolutno napako (angl. mean absolute error), standardno deviacijo absolutne napake (angl. SD absolute error), RMS napako (angl. root mean squared error) ter površino med krivuljo gibanja CoP in predhodno opredeljeno krivuljo (angl. Area). Moč pravilne napovedi poslabšanja ravnotežja s starostjo pri naštetih parametrih je bila večja od

0,97. Vrednosti opazovanih parametrov so bile večje pri mlajših preiskovancih v primerjavi s starejšimi za kar 50,0–66,7 %. Visoko občutljivstv razločevanja ravnotežja med mlajšimi in starejšimi preiskovanci je pokazal tudi parameter števila prečkanj preiskovančeve krivulje preko predhodno opredeljene krivulje (angl. Ncrosscorrelation). Moč pravilne napovedi poslabšanja ravnotežja je bila 0,85. Porazdelitev podatkov opazovanih parametrov je bila normalna pri vseh parametrih razen pri parametru frekvenčnih vrhov (angl. Peaks frequency) pri mlajših in pri parametru obtežene normalizirane napake – zunaj (angl. weighted normalized error – outside pri starejših). Pri navedenih parametrih je bila izbrana logaritemska transformacija.

Podatki analize parametrov testa ritmičnega prenos telesne teže v a-p smeri so pokazali statistično značilno večjo amplitudo prenosa telesne teže v posteriorni smeri (za 26,3–32,0 %). Občutljivost parametrov je bila visoka ($AR > 0,76$). Porazdelitev podatkov opazovanih parametrov je bila normalna.

Podatki testa čim hitrejšega koraka naprej na vidni signal so pokazali statistično značilno daljšo dolžino koraka naprej (za 34,6 %) in krajši reakcijski čas pri mlajših preiskovancih (za 18,1 %). Analiza podatkov je kot najobčutlivejši parameter prikazala dolžino koraka ($AR = 0,94$). Porazdelitev podatkov opazovanih parametrov je bila normalna.

Dolžina maksimalnega koraka naprej je bila statistično pomembno večja pri mlajših preiskovancih in je pokazala visoko občutljivost zaznavanja razlik v ravnotežju med mlajšimi in starejšimi preiskovanci ($AR = 0,998$). Porazdelitev podatkov opazovanega parametra je bila normalna. Parametri statičnega ravnotežja so bili slabše občutljivi ($AR = 0,03 – 0,71$).

Tabela 2: Občutljivost parametrov testov dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije (SBT), maksimalnega koraka (MST), testa čim hitrejšega koraka naprej na vidni signal (RT), ritmičnega prenosa telesne teže v a-p smeri (RWS), dosega z nogo (SEBT) in funkcionalnega dosega naprej (FR).

| Testi | Parameter | Smer | Mlajši | Starejši | ROC | | Interakcijski vpliv A × T (p) |
|-------|----------------------------|----------|----------------|----------|-------------|----------------|-------------------------------|
| | | | povprečje (SD) | | t (p) | povprečje (SD) | |
| SBT | Mean absolute error | / | 0,04 (0,01) | ▲ | 0,02 (0,01) | 0,966 | 0,000 |
| | SD absolute error | / | 0,03 (0,01) | ▲ | 0,01 (0,00) | 0,991 | 0,000 |
| | Root mean squared error | / | 0,05 (0,01) | ▲ | 0,02 (0,01) | 0,977 | 0,000 |
| | Area | / | 1,12 (0,28) | ▲ | 0,51 (0,19) | 0,966 | 0,000 |
| | Normalized error | / | 0,21 (0,05) | ▲ | 0,38 (0,12) | 0,045 | 0,000 |
| | Mean frequency | / | 0,37 (0,10) | | 0,35 (0,09) | 0,586 | 0,315 |
| | Mediane frequency | / | 0,27 (0,10) | | 0,25 (0,07) | 0,496 | 0,967 |
| | Peaks frequency | / | 0,22 (0,10) | | 0,21 (0,06) | 0,429 | 0,409 |
| | Number of crossings | / | 43,3 (12,9) | ▲ | 75,4 (29,6) | 0,170 | 0,000 |
| | Time driven on L | / | 0,60 (0,08) | | 0,59 (0,09) | 0,550 | 0,558 |
| | Time driven on R | / | 0,40 (0,08) | | 0,41 (0,09) | 0,450 | 0,558 |
| | Normalized error L | / | 0,22 (0,06) | ▲ | 0,40 (0,13) | 0,050 | 0,000 |
| | Normalized error R | / | 0,19 (0,05) | ▲ | 0,33 (0,12) | 0,082 | 0,000 |
| | Crosscorrelation | / | 0,70 (0,15) | ▲ | 0,49 (0,16) | 0,852 | 0,000 |
| | WNE – commonly | / | 0,33 (0,19) | ▲ | 0,94 (0,71) | 0,055 | 0,000 |
| | WNE – outside | / | 0,13 (0,08) | ▲ | 0,56 (0,65) | 0,063 | 0,000 |
| | WNE- inside | / | 0,36 (0,22) | ▲ | 1,05 (0,85) | 0,063 | 0,000 |
| | Time driven outside | / | 0,32 (0,09) | | 0,35 (0,12) | 0,429 | 0,403 |
| | Time driven inside | / | 0,68 (0,09) | | 0,65 (0,12) | 0,571 | 0,403 |
| MST | Amplitude [mm] | / | 1177 (187) | ▲ | 592 (102) | 0,998 | 0,003 |
| RT | Reaction time [s] | / | 506 (73,7) | ▲ | 618 (132) | 0,266 | 0,006 |
| | Step duration [s] | / | 460 (33,7) | | 448 (75,0) | 0,629 | 0,132 |
| | Amplitude [mm] | / | 713 (126) | ▲ | 468 (121) | 0,936 | 0,000 |
| RWS | Average amplitude [mm] | Anterior | 73,0 (15,2) | | 66,6 (24,9) | 0,586 | 0,319 |
| | | Postero | 51,5 (15,2) | ▲ | 35,0 (18,9) | 0,778 | 0,001 |
| | Maximum amplitude [mm] | Anterior | 77,4 (14,4) | | 73,8 (26,8) | 0,541 | 0,633 |
| | | Postero | 54,7 (15,5) | ▲ | 40,3 (19,0) | 0,763 | 0,002 |
| SEBT | Velocity total [mm/s] | Anterior | 131 (17,8) | | 128 (37,6) | 0,570 | 0,414 |
| | | Lateral | 122 (20,9) | | 116 (39,8) | 0,581 | 0,344 |
| | | Postero | 131 (22,9) | | 132 (36,1) | 0,513 | 0,880 |
| | Velocity ap [mm/s] | Anterior | 105 (17,2) | | 112 (35,0) | 0,467 | 0,699 |
| | | Lateral | 95,5 (18,2) | | 99,0 (38,8) | 0,485 | 0,863 |
| | | Postero | 100 (19,5) | | 113 (33,8) | 0,378 | 0,156 |
| | Velocity m-l [mm/s] | Anterior | 59,1 (9,17) | ▲ | 42,9 (13,3) | 0,863 | 0,000 |
| | | Lateral | 57,6 (10,9) | ▲ | 43,5 (12,2) | 0,819 | 0,000 |
| | | Postero | 64,3 (11,9) | ▲ | 46,1 (17,2) | 0,787 | 0,001 |
| | Average amplitude ap [mm] | Anterior | 27,5 (7,41) | ▲ | 37,9 (12,9) | 0,250 | 0,004 |
| | | Lateral | 24,4 (7,98) | | 28,9 (12,1) | 0,389 | 0,197 |
| | | Postero | 24,6 (6,32) | ▲ | 36,0 (11,7) | 0,169 | 0,000 |
| | Average amplitude m-l [mm] | Anterior | 11,3 (2,78) | ▲ | 7,02 (2,73) | 0,857 | 0,000 |
| | | Lateral | 11,2 (3,31) | ▲ | 8,18 (3,42) | 0,739 | 0,006 |
| | | Postero | 13,6 (3,74) | ▲ | 7,77 (4,41) | 0,891 | 0,000 |
| | Frequency ap [Hz] | Anterior | 0,30 (0,06) | ▲ | 0,77 (0,25) | 0,000 | 0,000 |
| | | Lateral | 0,45 (0,14) | ▲ | 0,71 (0,25) | 0,178 | 0,000 |
| | | Postero | 0,53 (0,16) | ▲ | 0,80 (0,34) | 0,202 | 0,001 |
| | Frequency m-l [Hz] | Anterior | 0,66 (0,20) | ▲ | 1,05 (0,58) | 0,230 | 0,002 |
| | | Lateral | 0,56 (0,18) | ▲ | 0,98 (0,52) | 0,191 | 0,000 |
| | | Postero | 0,85 (0,24) | | 1,13 (0,54) | 0,359 | 0,102 |
| | Measured length [cm] | Anterior | 76,2 (6,78) | ▲ | 37,3 (7,26) | 1,000 | 0,000 |
| | | Lateral | 65,1 (8,63) | ▲ | 30,3 (7,36) | 1,000 | 0,000 |
| | | Postero | 77,9 (11,0) | ▲ | 36,1 (8,05) | 1,000 | 0,000 |
| FR | Amplitude [mm] | / | 131 (22,8) | ▲ | 64,4 (18,5) | 0,991 | 0,000 |
| | Measured length [mm] | / | 721 (112) | ▲ | 457 (105) | 0,957 | 0,000 |

▲ statistično pomembna razlika med mlajšimi in starejšimi preiskovanci ($p < 0,05$); ap = antero-posteriorna smer; m-l = medio-lateralna smer; WNE = Weighted normalized error.

Tabela 3: Občutljivost parametrov statičnega ravnotežja.

| Parameter | Naloga | M-lajši | Starejši | | ROC | | Interakcijski vpliv $A \times T (p)$ |
|----------------------------|-----------------------|-------------------|-------------|-------------------|------------------|--------------|-----------------------------------------|
| | | povprečje (SD) | t (p) | povprečje (SD) | površina (AR) | t (p) | |
| Body sway | Velocity total [mm/s] | PS_OO | 6,36 (1,03) | ▲ | 9,54 (3,30) | 0,113 | 0,000 |
| | | PS_ZO | 9,34 (1,62) | ▲ | 14,3 (8,60) | 0,141 | 0,000 |
| | | ST_OO | 10,5 (2,86) | ▲ | 19,1 (6,40) | 0,094 | 0,000 |
| | | PS_OO | 5,30 (0,90) | ▲ | 8,57 (3,17) | 0,088 | 0,000 |
| | Velocity a-p [mm/s] | PS_ZO | 7,17 (1,33) | ▲ | 12,9 (7,67) | 0,101 | 0,000 |
| | | ST_OO | 7,61 (2,01) | ▲ | 13,8 (4,70) | 0,104 | 0,000 |
| | | PS_OO | 2,50 (0,61) | | 2,80 (0,95) | 0,457 | 0,616 |
| | Velocity m-l [mm/s] | PS_ZO | 2,95 (1,05) | | 3,95 (3,03) | 0,415 | 0,333 |
| | | ST_OO | 5,78 (1,75) | ▲ | 10,6 (3,62) | 0,090 | 0,000 |
| Average amplitude a-p [mm] | PS_OO | 0,89 (0,24) | ▲ | 2,50 (1,14) | 0,032 | 0,000 | |
| | PS_ZO | 1,48 (0,56) | ▲ | 4,21 (2,73) | 0,073 | 0,000 | 0,119 |
| | ST_OO | 1,55 (0,76) | ▲ | 3,89 (1,77) | 0,080 | 0,000 | |
| | PS_OO | 0,47 (0,22) | | 0,65 (0,48) | 0,421 | 0,358 | |
| | PS_ZO | 0,65 (0,48) | | 1,04 (1,10) | 0,365 | 0,126 | 0,000 |
| Average amplitude m-l [mm] | ST_OO | 2,19 (1,26) | ▲ | 4,37 (1,80) | 0,139 | 0,000 | |
| | PS_OO | 0,19 (0,08) | ▲ | 0,29 (0,13) | 0,250 | 0,003 | |
| | PS_ZO | 0,24 (0,07) | ▲ | 0,33 (0,12) | 0,282 | 0,013 | 0,003 |
| Frequency a-p [Hz] | ST_OO | 0,23 (0,07) | ▲ | 0,42 (0,12) | 0,073 | 0,000 | |
| | PS_OO | 0,26 (0,08) | ▲ | 0,21 (0,07) | 0,705 | 0,016 | |
| | PS_ZO | 0,28 (0,10) | ▲ | 0,23 (0,06) | 0,677 | 0,045 | 0,000 |
| Frequency m-l [Hz] | ST_OO | 0,21 (0,09) | ▲ | 0,38 (0,11) | 0,107 | 0,000 | |

▲ statistično pomembna razlika med mlajšimi in starejšimi preiskovanci ($p < 0,05$); a-p = antero-posteriorna smer; m-l = medio-lateralna smer.

7.2 Rezultati povezav med ravnotežnimi testi

Najmočnejše povezave dinamičnih testov so bile vidne med parametri FR, izmerjeno dolžino SEBT, izmerjeno dolžino maksimalnega koraka ter med izmerjeno dolžino SEBT in statistično najobčutljivejšimi parametri testa dinamičnega sledenja naključni krivulji na podlagi povratne informacije ($r > 0,76$). Nekoliko šibkejša povezava je bila vidna med statistično občutljivimi parametri SEBT, FR, dolžino maksimalnega koraka, dolžino koraka na vidni signal in statistično najbolj občutljivimi parametri testa dinamičnega sledenja naključni krivulji na podlagi povratne informacije ($r = 0,50-0,75$). Podrobnejša analiza povezav m-l gibanja je pokazala v povprečju močnejšo povezavo m-l parametrov SEBT z ostalimi parametri dinamičnih testov. Primerjava statistično najbolj občutljivih parametrov testa dinamičnega sledenja naključni krivulji na podlagi povratne informacije in smerno specifičnih parametrov SEBT je pokazala močnejše povezave m-l parametrov (amplitudnih in hitrostnih parametrov) v primerjavi a-p parametri. Primerjava m-l in a-p parametrov znotraj testa SEBT je pokazala statistično šibkejše oziroma neznačilne povezave (Tabela 6).

Najmočnejše povezave testov statičnega ravnotežja s testi dinamičnega ravnotežja prikazujejo parametri celotne hitrosti gibanja CoP, hitrosti gibanja CoP v a-p smeri in povprečna amplituda gibanja CoP v a-p smeri. Ti se povezujejo z najobčutljivejšimi parametri testa dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije, parametrov FR, dolžino koraka in nekaterimi parametri SEBT. Z omenjenimi testi dinamičnega ravnotežja se povezujejo tudi parametri hitrosti gibanja CoP, amplituda gibanja CoP in frekvenca gibanja v m-l smeri ter frekvenca gibanja CoP v a-p smeri, vendar je ta povezava močna samo pri statičnemu testu semitandemske stope (Tabeli 7 in 8).

Tabela 4: Korelacija (r) med parametri testov dinamičnega ravnotežja.

| | | FR | | RT | | MST | | RWS | | Posterior | |
|----------------------|----------------------------|--------------------|----------------------|-------------------|-------------------|----------------|----------------|-----------------------|----------|--------------|----------|
| | | COP Amplitude [mm] | Measured length [cm] | Reaction time [s] | Step duration [s] | Amplitude [mm] | Amplitude [mm] | Anterior Average [mm] | Max [mm] | Average [mm] | Max [mm] |
| SEBT | Velocity total [mm/s] | A -0,05 | 0,10 | -0,20 | -0,23 | -0,03 | 0,01 | -0,03 | -0,03 | 0,05 | 0,09 |
| | | L 0,01 | 0,13 | -0,15 | -0,22 | 0,03 | 0,03 | -0,08 | -0,06 | 0,19 | 0,22 |
| | | P 0,07 | -0,07 | -0,14 | 0,05 | -0,11 | 0,01 | -0,05 | -0,03 | -0,05 | -0,04 |
| | Velocity a-p [mm/s] | A -0,22 | -0,06 | -0,07 | -0,27 | -0,15 | -0,17 | -0,07 | -0,05 | -0,04 | -0,01 |
| | | L -0,15 | -0,01 | -0,05 | -0,28 | -0,11 | -0,14 | -0,19 | -0,15 | 0,10 | 0,14 |
| | | P -0,15 | -0,30* | 0,07 | 0,01 | -0,25 | -0,21 | -0,17 | -0,11 | -0,22 | -0,18 |
| | Velocity m-l [mm/s] | A 0,47** 0,54** | -0,48** | 0,01 | 0,34* | 0,54** | 0,05 | 0,01 | 0,30* | 0,29 | |
| | | L 0,48** 0,53** | -0,39** | 0,06 | 0,42** | 0,53** | 0,31* | 0,26 | 0,36* | 0,36* | |
| | | P 0,54** 0,51** | -0,56** | 0,12 | 0,27 | 0,55** | 0,21 | 0,14 | 0,36* | 0,33* | |
| | Average amplitude a-p [mm] | A -0,45** | -0,29* | 0,20 | -0,33* | -0,42** | -0,44** | -0,05 | -0,02 | -0,11 | -0,06 |
| Frequency | | L -0,27 | -0,09 | 0,13 | -0,31* | -0,22 | -0,25 | -0,28 | -0,22 | 0,06 | 0,11 |
| | | P -0,36* -0,51** | 0,26 | -0,02 | -0,44** | -0,42** | -0,09 | -0,02 | -0,37* | -0,32* | |
| | Average amplitude m-l [mm] | A 0,55** 0,57** | -0,45** | -0,03 | 0,35* | 0,63** | 0,08 | 0,04 | 0,36* | 0,37* | |
| | | L 0,40** 0,42** | -0,26 | -0,03 | 0,31* | 0,49** | 0,25 | 0,22 | 0,43** | 0,42** | |
| | | P 0,62** 0,50** | -0,54** | 0,09 | 0,31* | 0,63** | 0,28 | 0,21 | 0,44** | 0,45** | |
| | Frequency a-p [Hz] | A -0,68** -0,75** | 0,55** | -0,17 | -0,61** | -0,78** | 0,02 | 0,09 | -0,28 | -0,22 | |
| | | L -0,50** -0,49** | 0,18 | -0,26 | -0,46** | -0,55** | -0,01 | 0,04 | -0,27 | -0,21 | |
| | | P -0,36* -0,40** | 0,19 | -0,15 | -0,43** | -0,49** | -0,10 | -0,04 | 0,13 | 0,16 | |
| | Frequency m-l [Hz] | A -0,45** -0,47** | 0,11 | -0,15 | -0,47** | -0,46** | 0,07 | 0,09 | -0,31* | -0,35* | |
| | | L -0,51** -0,42** | 0,07 | -0,18 | -0,41** | -0,53** | -0,06 | -0,02 | -0,40** | -0,36* | |
| Measured length [mm] | | P -0,31* -0,43** | 0,14 | 0,01 | -0,34* | -0,38** | -0,07 | -0,05 | -0,31* | -0,29* | |
| | A 0,82** 0,72** | -0,40** | 0,22 | 0,71** | 0,83** | 0,14 | 0,08 | 0,41** | 0,36* | | |
| | | L 0,79** 0,69** | -0,36* | 0,20 | 0,70** | 0,79** | 0,16 | 0,11 | 0,44** | 0,39** | |
| | P 0,78** 0,73** | -0,38** | 0,13 | 0,69** | 0,81** | 0,13 | 0,07 | 0,51** | 0,47** | | |
| FR | Amplitude [mm] | / 0,78** | -0,35* | 0,13 | 0,64** | 0,81** | 0,26 | 0,20 | 0,48* | 0,43* | |
| | Measured length | / / | -0,32* | 0,58 | 0,68** | 0,77** | 0,08 | 0,00 | 0,52** | 0,48* | |
| RT | Reaction time | / / | / | 0,18 | -0,11 | -0,43** | -0,17 | -0,12 | -0,24 | -0,27 | |
| | Step duration [s] | / / | / | / | 0,54** | 0,33* | 0,13 | 0,15 | -0,07 | -0,06 | |
| | Amplitude [mm] | / / | / | / | / | 0,74** | 0,23 | 0,20 | 0,32* | 0,30* | |
| MST | Amplitude [mm] | / / | / | / | / | / | 0,18 | 0,12 | 0,52** | 0,48** | |
| RWS | Average amplitude [mm] | A / | / | / | / | / | / | 0,98** | 0,06 | 0,06 | |
| | P / | / | / | / | / | / | / | 0,02 | / | 0,98** | |
| | Maximum A / | / | / | / | / | / | / | / | / | 0,04 | |

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; A = anterior; L = lateral; P = posterior; a-p = antero-posteriorna smer; m-l = medio-lateralna smer; r = 0,76-1; r = 0,50-0,75; SEBT = star excursion test; FR = funkcionalni doseg; RT = reakcijski čas; MST = maksimalni korak; RWS = ritmični prenos teže v antero-posteriorni smeri.

Tabela 5: Korelacija (r) med parametri testov dinamičnega ravnotežja.

| | | Test dinamičnega sledenja | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|----------------------------|------------------------|---------------------------|---------------------|-------------------|---------|---------|------------------|----------------|-------------------|-----------------|---------------------|------------------|------------------|--------------------|--------------------|-------------------|----------------|---------------|--------------|---------------------|--------------------|
| | | | Mean absolute error | SD absolute error | RMS | Area | Normalized error | Mean frequency | Mediane frequency | Peaks frequency | Number of crossings | Time driven on L | Time driven on R | Normalized error L | Normalized error R | Crosscor relation | WNE – commonly | WNE – outside | WNE – inside | Time driven outside | Time driven inside |
| SEBT | Velocity total [mm/s] | A | 0,12 | 0,16 | 0,13 | 0,12 | -0,04 | -0,05 | -0,06 | -0,01 | -0,14 | -0,28 | 0,28 | -0,05 | 0,06 | 0,08 | -0,08 | -0,01 | -0,07 | 0,24 | -0,24 |
| | | L | 0,14 | 0,21 | 0,16 | 0,14 | -0,13 | 0,01 | -0,09 | -0,03 | -0,04 | -0,33* | 0,33* | -0,14 | -0,07 | -0,02 | -0,16 | -0,17 | -0,18 | 0,10 | -0,10 |
| | | P | 0,11 | 0,12 | 0,12 | 0,11 | 0,05 | -0,19 | -0,08 | 0,00 | -0,06 | -0,06 | 0,06 | 0,08 | -0,01 | 0,00 | 0,03 | 0,02 | 0,05 | 0,20 | -0,20 |
| | Velocity a-p [mm/s] | A | -0,05 | -0,01 | -0,04 | -0,05 | 0,12 | -0,04 | -0,05 | 0,01 | -0,04 | -0,31* | 0,31* | 0,11 | 0,20 | -0,06 | 0,07 | 0,10 | 0,08 | 0,25 | -0,25 |
| | | L | 0,01 | 0,07 | 0,03 | 0,01 | 0,00 | 0,02 | -0,08 | 0,00 | 0,07 | -0,34* | 0,34* | -0,01 | 0,05 | -0,13 | -0,04 | -0,07 | -0,06 | 0,11 | -0,11 |
| | | P | -0,07 | -0,08 | -0,08 | -0,07 | 0,28 | -0,23 | -0,11 | 0,02 | 0,06 | -0,12 | 0,12 | 0,30* | 0,21 | -0,22 | 0,22 | 0,17 | 0,24 | 0,21 | -0,21 |
| | Velocity m-l [mm/s] | A | 0,53** | 0,57** | 0,54** | 0,53** | -0,49** | -0,05 | -0,05 | -0,06 | -0,35* | -0,06 | 0,06 | -0,49** | -0,41** | 0,46** | -0,47** | -0,34* | -0,47** | 0,07 | -0,07 |
| | | L | 0,47** | 0,55** | 0,50** | 0,47** | -0,46** | -0,03 | -0,05 | -0,10 | -0,33* | -0,16 | 0,16 | -0,45** | -0,38** | 0,31* | -0,45** | -0,39** | -0,43** | 0,04 | -0,04 |
| | | P | 0,47** | 0,51** | 0,49** | 0,47** | -0,49** | 0,03 | 0,03 | -0,06 | -0,29 | 0,12 | -0,12 | -0,47** | -0,51** | 0,49** | -0,44** | -0,34* | -0,42** | 0,03 | -0,03 |
| Average amplitude a-p [mm] | A | A | -0,28 | -0,26 | -0,27 | -0,28 | 0,44** | -0,04 | -0,03 | 0,05 | 0,08 | -0,25 | 0,25 | 0,42** | 0,48** | -0,28 | 0,37* | 0,37* | 0,30* | -0,30* | |
| | | L | -0,12 | -0,05 | -0,10 | -0,12 | 0,13 | 0,12 | 0,04 | 0,10 | 0,16 | -0,29* | 0,29* | 0,13 | 0,15 | -0,22 | 0,08 | 0,05 | 0,05 | 0,10 | -0,10 |
| | | P | -0,34* | -0,36* | -0,35* | -0,34* | 0,51** | -0,11 | 0,00 | 0,12 | 0,20 | -0,15 | 0,15 | 0,53** | 0,43** | -0,42** | 0,39** | 0,28 | 0,41** | 0,25 | -0,25 |
| | A | A | 0,60** | 0,65** | 0,62** | 0,60** | -0,41** | -0,07 | -0,02 | 0,00 | -0,50** | -0,11 | 0,11 | -0,41** | -0,32* | 0,34* | -0,39** | -0,31* | -0,38** | 0,00 | 0,00 |
| | | L | 0,42** | 0,50** | 0,45** | 0,42** | -0,25 | -0,09 | -0,06 | -0,05 | -0,36* | -0,16 | 0,16 | -0,26 | -0,19 | 0,12 | -0,28 | -0,29* | -0,26 | 0,03 | -0,03 |
| | | P | 0,50** | 0,54** | 0,51** | 0,50** | -0,46** | 0,06 | 0,09 | 0,03 | -0,40** | 0,01 | -0,01 | -0,45** | -0,45** | 0,37* | -0,39** | -0,35* | -0,36* | -0,06 | 0,06 |
| | Frequency a-p [Hz] | A | -0,64** | -0,66** | -0,65** | -0,64** | 0,57** | -0,18 | -0,15 | -0,03 | 0,36* | 0,05 | -0,05 | 0,56** | 0,49** | -0,47** | 0,49** | 0,41** | 0,47** | 0,05 | -0,05 |
| | | L | -0,45** | -0,41** | -0,44** | -0,45** | 0,34* | -0,08 | -0,20 | -0,14 | 0,38** | -0,26 | 0,26 | 0,33* | 0,33* | -0,40** | 0,25 | 0,10 | 0,26 | 0,09 | -0,09 |
| | | P | -0,28 | -0,30* | -0,28 | -0,28 | 0,30* | -0,04 | -0,11 | 0,01 | 0,22 | -0,15 | 0,15 | 0,29* | 0,29* | -0,45** | 0,22 | 0,12 | 0,21 | -0,04 | 0,04 |
| Frequency m-l [Hz] | A | A | -0,34* | -0,35* | -0,34* | -0,34* | 0,30* | -0,14 | -0,17 | -0,15 | 0,34* | 0,10 | -0,10 | 0,28 | 0,27 | -0,18 | 0,27 | 0,26 | 0,27 | 0,12 | -0,12 |
| | | L | -0,46** | -0,43** | -0,46** | -0,46** | 0,21 | -0,01 | -0,14 | -0,09 | 0,54** | -0,21 | 0,21 | 0,20 | 0,22 | -0,20 | 0,15 | 0,08 | 0,16 | 0,11 | -0,11 |
| | | P | -0,24 | -0,23 | -0,24 | -0,24 | 0,15 | -0,17 | -0,14 | -0,16 | 0,30* | 0,21 | -0,21 | 0,16 | 0,01 | -0,01 | 0,08 | 0,03 | 0,09 | 0,19 | -0,19 |
| | Izmerjena dolžina [cm] | A | 0,80** | 0,82** | 0,81** | 0,80** | -0,59** | 0,01 | 0,06 | -0,01 | -0,59** | 0,04 | -0,04 | -0,59** | -0,53** | 0,47** | -0,47** | -0,37* | -0,47** | -0,08 | 0,08 |
| | | L | 0,79** | 0,83** | 0,81** | 0,79** | -0,57** | 0,06 | 0,09 | 0,04 | -0,56** | -0,05 | 0,05 | -0,56** | -0,48** | 0,43** | -0,44** | -0,35* | -0,43** | -0,05 | 0,05 |
| | | P | 0,73** | 0,78** | 0,75** | 0,73** | -0,61** | 0,07 | 0,10 | 0,09 | -0,54** | -0,06 | 0,06 | -0,60** | -0,53** | 0,48** | -0,45** | -0,36* | -0,43** | -0,14 | 0,14 |
| FR | Amplitude [mm] | / | 0,60** | 0,65** | 0,62** | 0,60** | -0,70** | 0,02 | 0,01 | -0,10 | -0,50** | 0,03 | -0,03 | -0,69** | -0,64** | 0,50** | -0,59** | -0,50** | -0,57** | -0,16 | 0,16 |
| | | / | 0,53** | 0,59** | 0,55** | 0,53** | -0,70** | 0,14 | 0,08 | 0,04 | -0,42** | 0,04 | -0,04 | -0,69** | -0,64** | 0,62** | -0,61** | -0,47** | -0,62** | -0,18 | 0,18 |
| RT | Raction time [s] | / | -0,43** | -0,42** | -0,43** | -0,43** | 0,35* | -0,26 | -0,17 | -0,06 | 0,20 | 0,25 | -0,02 | 0,41** | 0,34* | -0,20 | 0,28 | 0,26 | 0,23 | 0,08 | -0,08 |
| | | / | 0,20 | 0,18 | 0,20 | 0,20 | -0,03 | 0,00 | 0,17 | 0,13 | -0,25 | 0,06 | 0,26 | 0,17 | 0,11 | -0,04 | -0,08 | -0,12 | -0,03 | 0,06 | -0,06 |
| | | / | 0,56** | 0,59** | 0,57** | 0,56** | -0,50** | -0,07 | -0,07 | -0,07 | -0,47** | -0,01 | 0,18 | -0,35* | -0,32* | 0,38** | -0,43** | -0,38** | -0,40** | -0,12 | 0,12 |
| MST | Amplitude [mm] | / | 0,68** | 0,71** | 0,69** | 0,68** | -0,58** | 0,13 | 0,18 | 0,16 | -0,56** | -0,02 | 0,15 | -0,45** | -0,41** | 0,44** | -0,47** | -0,42** | -0,44** | -0,18 | 0,18 |
| RWS | Average amplitute [mm] | A | 0,22 | 0,22 | 0,22 | 0,22 | -0,16 | -0,13 | -0,20 | -0,24 | -0,29 | 0,07 | -0,07 | -0,14 | -0,16 | 0,08 | -0,15 | -0,15 | -0,09 | -0,02 | 0,02 |
| | | P | 0,33* | 0,35* | 0,34* | 0,33* | -0,42** | 0,23 | 0,23 | 0,24 | -0,34* | -0,07 | 0,07 | -0,42** | -0,36* | 0,16 | -0,41** | -0,37* | -0,42** | -0,17 | 0,17 |
| | Maximum amplitude [mm] | A | 0,17 | 0,17 | 0,17 | 0,17 | -0,10 | -0,16 | -0,20 | -0,24 | -0,25 | 0,06 | -0,06 | -0,07 | -0,10 | -0,01 | -0,09 | -0,14 | -0,02 | -0,04 | 0,04 |
| | | P | 0,29* | 0,31* | 0,30* | 0,29* | -0,37** | 0,20 | 0,21 | 0,23 | -0,33* | -0,11 | 0,11 | -0,38** | -0,32* | 0,09 | -0,38** | -0,39** | -0,37** | -0,21 | 0,21 |

* p < 0,05; ** p < 0,01; A = anterior; L = lateral; P = posterior; a-p = antero-posteriorna smer; m-l = medio-lateralna smer; r = 0,76-1; r = 0,50-0,75; SEBT = test doseg a nogo; FR = funkcionalni doseg; RT = reakcijski čas; MST = maksimalni korak; RWS = ritmični prenos teže v antero-posteriorni smeri; WNE = weight normalized error.

Tabela 6: Korelacie (r) parametrov testa doseg z nogo (SEBT).

| SEBT | | SEBT | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|----------------------------|-----------------------|-----------------------|--------|---------------------|--------|--------|--------|---------------------|--------|--------|---------|----------------------------|---------|---------|---------|----------------------------|---------|---------|---------|--------------------|---------|---------|--------|--------------------|------|------|------|------|
| | | Velocity total [mm/s] | | Velocity a-p [mm/s] | | | | Velocity m-l [mm/s] | | | | Average amplitude a-p [mm] | | | | Average amplitude m-l [mm] | | | | Frequency a-p [Hz] | | | | Frequency m-l [Hz] | | | | |
| | | L | P | A | L | P | A | L | P | A | L | P | A | L | P | A | L | P | A | L | P | A | L | P | | | | |
| SEBT | Velocity total [mm/s] | A | 0,63** | 0,37* | 0,96** | 0,61** | 0,35* | 0,57** | 0,42** | 0,19 | 0,72** | 0,40** | 0,13 | 0,44** | 0,24 | 0,06 | -0,08 | 0,34* | 0,0 | 0,38** | 0,51** | -0,08 | 0,03 | 0,05 | 0,07 | | | |
| | | L | | 0,29 | 0,61** | 0,97** | | 0,26 | 0,37** | 0,63** | | 0,17 | 0,43** | 0,81** | | 0,08 | 0,36* | 0,54** | 0,10 | -0,14 | 0,51** | 0,26 | -0,01 | 0,41** | 0,00 | 0,10 | 0,20 | 0,20 |
| | | P | | | 0,32* | 0,27 | 0,93** | 0,32* | 0,18 | 0,53** | | 0,26 | 0,16 | 0,64** | | 0,31* | 0,11 | 0,35* | 0,06 | 0,13 | 0,20 | 0,20 | 0,24 | 0,35* | 0,05 | 0,01 | 0,11 | |
| Velocity a-p [mm/s] | A | | | | 0,64** | 0,38** | 0,32* | 0,23 | -0,02 | 0,85** | 0,49** | 0,25 | 0,21 | 0,10 | -0,13 | 0,06 | 0,47** | 0,07 | 0,41** | 0,59** | -0,06 | -0,16 | -0,13 | -0,12 | | | | |
| | L | | | | | 0,32* | 0,20 | 0,42** | 0,00 | 0,51** | 0,89** | | 0,18 | 0,18 | 0,34* | -0,08 | -0,03 | 0,57** | 0,33* | 0,04 | 0,47** | 0,02 | -0,05 | 0,06 | 0,04 | | | |
| | P | | | | | 0,08 | -0,06 | 0,19 | 0,38** | 0,28 | 0,81** | | 0,07 | -0,09 | 0,02 | 0,25 | 0,28 | 0,30* | 0,24 | -0,20 | 0,35* | -0,16 | -0,20 | -0,12 | | | | |
| Velocity m-l [mm/s] | A | | | | | | 0,73** | 0,70** | -0,04 | -0,08 | -0,26 | 0,87** | 0,51** | 0,55** | -0,48** | -0,22 | -0,19 | 0,04 | -0,04 | -0,12 | 0,60** | 0,53** | 0,58** | | | | | |
| | L | | | | | | 0,63** | 0,00 | 0,20 | -0,27 | 0,75** | 0,88** | 0,61** | -0,44** | 0,05 | -0,09 | -0,14 | 0,03 | -0,12 | 0,52** | 0,53** | 0,58** | | | | | | |
| | P | | | | | | -0,19 | -0,19 | -0,12 | 0,69** | 0,50** | 0,89** | -0,42** | -0,30* | -0,14 | -0,02 | -0,12 | 0,12 | 0,52** | 0,48** | 0,58** | | | | | | | |
| Average amplitude a-p [mm] | A | | | | | | | 0,52** | 0,44** | -0,04 | 0,04 | -0,24 | 0,34* | 0,56** | 0,22 | 0,46** | 0,61** | -0,03 | -0,48** | -0,42** | -0,38** | | | | | | | |
| | L | | | | | | | 0,29* | -0,01 | 0,24 | -0,21 | 0,11 | 0,52** | 0,34* | -0,06 | 0,33* | 0,00 | -0,20 | -0,09 | -0,11 | | | | | | | | |
| | P | | | | | | | -0,18 | -0,16 | -0,16 | 0,50** | 0,45** | 0,32* | 0,17 | 0,27 | 0,32* | -0,48** | -0,48** | -0,46** | | | | | | | | | |
| Average amplitude m-l [mm] | A | | | | | | | | 0,68** | 0,70** | -0,48** | -0,23 | -0,16 | -0,20 | -0,21 | -0,18 | 0,60** | 0,59** | 0,63** | | | | | | | | | |
| | L | | | | | | | | -0,21 | 0,11 | 0,52** | 0,34* | -0,06 | 0,33* | 0,0 | 0,37** | 0,40** | 0,47** | | | | | | | | | | |
| | P | | | | | | | | -0,35* | -0,28 | -0,13 | -0,24 | -0,29* | 0,01 | 0,53** | 0,53** | 0,63** | | | | | | | | | | | |
| Frequency a-p [Hz] | A | | | | | | | | | | 0,48** | 0,56** | 0,36* | 0,34* | 0,38** | -0,77** | -0,75** | -0,67** | | | | | | | | | | |
| | L | | | | | | | | | | 0,04 | -0,21 | -0,10 | -0,12 | -0,63** | -0,55** | -0,51** | | | | | | | | | | | |
| | P | | | | | | | | | | -0,35* | -0,28 | -0,13 | -0,24 | -0,29* | 0,10 | 0,20 | 0,17 | -0,42** | -0,40** | -0,31* | | | | | | | |
| Frequency m-l [Hz] | A | | | | | | | | | | | 0,48** | 0,56** | 0,36* | 0,34* | 0,38** | 0,67** | 0,28 | -0,48** | -0,48** | -0,46** | | | | | | | |
| | L | | | | | | | | | | | 0,04 | -0,21 | -0,10 | -0,12 | -0,63** | -0,55** | -0,42** | 0,34* | -0,55** | -0,50** | -0,42** | | | | | | |
| | P | | | | | | | | | | | -0,36* | -0,38** | -0,328* | | | | | -0,36* | -0,38** | -0,328* | | | | | | | |
| Measured length [cm] | A | | | | | | | | | | | | 0,96** | 0,91** | | | | | | | | | | | | | | |
| | L | | | | | | | | | | | | | 0,90* | | | | | | | | | | | | | | |
| | P | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

* p < 0,05; ** p < 0,01; A = anterior; L = lateral; P = posterior; a-p = antero-posteriorna smer; m-l = medio-lateralna smer; r = 0,76–1; r = 0,50–0,75.

Tabela 7: Korelacija parametrov statičnega ravnotežja s parametri testov dinamičnega ravnotežja.

| | BODY SWAY | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---------------------|-----------------------|---------|---------|---------------------|---------|---------|---------------------|--------|---------|----------------------------|---------|---------|----------------------------|---------|---------|--------------------|---------|---------|--------------------|--------|--------|---------|-------|-------|
| | Velocity total [mm/s] | | | Velocity a-p [mm/s] | | | Velocity m-l [mm/s] | | | Average amplitude a-p [mm] | | | Average amplitude m-l [mm] | | | Frequency a-p [Hz] | | | Frequency m-l [Hz] | | | | | |
| | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO |
| SBT | Mean absolute error | -0,52** | -0,52** | -0,56** | -0,34** | -0,54** | -0,51** | -0,19 | -0,16 | -0,61** | -0,60** | -0,55** | -0,52** | -0,21 | -0,14 | -0,55** | -0,30* | -0,40** | -0,49** | 0,17 | 0,12 | -0,58** | | |
| | SD absolute error | -0,55** | -0,54** | -0,58** | -0,57** | -0,56** | -0,53** | -0,17 | -0,16 | -0,62** | -0,64** | -0,59** | -0,56** | -0,20 | -0,13 | -0,56** | -0,31* | -0,40** | -0,52** | 0,20 | 0,16 | -0,59** | | |
| RMS | | -0,53** | -0,53** | -0,57** | -0,55* | -0,55** | -0,52** | -0,18 | -0,16 | -0,62** | -0,62** | -0,56** | -0,54** | -0,21 | -0,13 | -0,55* | -0,31* | -0,40** | -0,50** | 0,18 | 0,14 | -0,59** | | |
| Area | | -0,52** | -0,52** | -0,56** | -0,54** | -0,54** | -0,51** | -0,19 | -0,16 | -0,61** | -0,60** | -0,55** | -0,52** | -0,21 | -0,14 | -0,55** | -0,30* | -0,40** | -0,49** | 0,17 | 0,12 | -0,58** | | |
| Normalized error | | 0,46** | 0,47** | 0,47** | 0,47** | 0,47** | 0,43** | 0,17 | 0,27 | 0,49** | 0,54** | 0,50** | 0,58** | 0,15 | 0,24 | 0,42** | 0,32* | 0,25 | 0,34* | -0,30* | -0,29* | 0,32* | | |
| Mean frequency | | 0,15 | 0,48 | 0,09 | 0,14 | 0,17 | 0,05 | 0,07 | 0,14 | 0,16 | 0,10 | 0,13 | 0,03 | 0,02 | 0,11 | 0,14 | 0,10 | -0,05 | 0,00 | 0,13 | 0,09 | 0,08 | | |
| Mediane frequency | | 0,10 | 0,15 | 0,03 | 0,10 | 0,13 | 0,00 | 0,05 | 0,20 | 0,08 | 0,07 | 0,09 | 0,02 | 0,06 | 0,21 | 0,07 | 0,15 | -0,06 | -0,05 | 0,16 | 0,13 | -0,11 | | |
| Peaks frequency | | -0,04 | 0,03 | 0,02 | -0,05 | 0,00 | 0,01 | 0,01 | 0,14 | 0,02 | 0,03 | 0,04 | 0,07 | 0,08 | 0,15 | 0,02 | 0,04 | -0,02 | 0,04 | 0,09 | 0,10 | -0,09 | | |
| Number of crossings | | 0,31* | 0,25 | 0,46** | 0,34* | 0,29* | 0,40** | 0,01 | -0,05 | 0,53** | 0,37* | 0,31* | 0,35* | -0,02 | -0,7 | 0,43** | 0,17 | 0,20 | 0,45** | -0,14 | -0,05 | 0,59** | | |
| Time driven on L | | -0,25 | -0,24 | -0,20 | -0,22 | -0,21 | -0,20 | -0,29* | -0,25 | -0,17 | -0,12 | -0,12 | -0,17 | -0,10 | -0,14 | -0,05 | -0,06 | -0,19 | -0,17 | -0,20 | -0,03 | -0,23 | | |
| Time driven on R | | -0,20 | -0,39** | 0,20 | -0,22 | -0,39** | 0,20 | -0,05 | -0,40** | 0,17 | -0,21 | -0,35* | 0,17 | -0,14 | -0,40** | 0,05 | -0,27 | -0,09 | 0,17 | 0,15 | -0,02 | 0,23 | | |
| Normalized error L | | 0,14 | -0,03 | 0,45* | 0,15 | -0,01 | 0,42** | 0,00 | -0,13 | 0,47** | 0,27 | 0,10 | 0,56** | 0,01 | -0,11 | 0,41** | 0,09 | 0,08 | 0,33* | -0,28 | -0,29* | 0,30* | | |
| Normalized error R | | 0,18 | -0,01 | 0,49** | 0,19 | 0,00 | 0,46** | 0,07 | -0,12 | 0,50** | 0,29* | 0,12 | 0,59** | 0,05 | -0,10 | 0,42** | 0,10 | 0,12 | 0,33* | -0,23 | -0,27 | 0,35* | | |
| Crosscorelation | | -0,38** | -0,36* | -0,33* | -0,41** | -0,38** | -0,32* | -0,08 | -0,08 | -0,35* | -0,38** | -0,29* | -0,30* | -0,04 | -0,02 | -0,20 | -0,27 | -0,22 | -0,35* | 0,07 | 0,27 | -0,33* | | |
| WNE – commonly | | 0,37** | 0,44** | 0,46** | 0,39** | 0,41** | 0,42** | 0,13 | 0,33* | 0,49** | 0,45** | 0,45** | 0,60** | 0,06 | 0,30* | 0,44** | 0,21 | 0,12 | 0,26 | -0,28 | -0,34* | 0,29* | | |
| WNE – outside | | 0,34* | 0,39** | 0,41** | 0,33** | 0,34* | 0,37** | 0,16 | 0,38** | 0,45** | 0,43** | 0,44** | 0,61** | 0,10 | 0,36* | 0,45** | 0,23 | 0,11 | 0,18 | -0,25 | -0,22 | 0,22 | | |
| WNE – inside | | 0,36* | 0,45** | 0,46** | 0,38** | 0,42** | 0,42** | 0,11 | 0,33* | 0,49** | 0,43** | 0,44** | 0,59** | 0,03 | 0,29* | 0,43** | 0,19 | 0,12 | 0,25 | -0,31* | -0,36* | 0,28 | | |
| Time driven outside | | 0,27 | 0,25 | 0,18 | 0,25 | 0,20 | 0,14 | 0,13 | 0,33* | 0,21 | 0,26 | 0,28 | 0,30* | 0,19 | 0,30* | 0,29* | -0,19 | 0,26 | -0,04 | -0,22 | 0,02 | 0,03 | | |
| Time driven inside | | -0,27 | -0,25 | -0,18 | -0,25 | -0,20 | -0,14 | -0,23 | -0,33* | -0,21 | -0,26 | -0,28 | -0,30* | -0,19 | -0,30* | -0,29* | 0,19 | -0,25 | 0,04 | 0,22 | -0,02 | -0,03 | | |
| FR | Amplitude [mm] | -0,51** | -0,59** | -0,72** | -0,58** | -0,61** | -0,69** | -0,21 | -0,21 | -0,71** | -0,67** | -0,66** | -0,71** | -0,25 | -0,21 | -0,63** | -0,32* | -0,32* | -0,67** | 0,29 | 0,25 | -0,64** | | |
| | Measured length [cm] | -0,49** | -0,51** | -0,68** | -0,53** | -0,54** | -0,64** | -0,06 | -0,12 | -0,71** | -0,61** | -0,54** | -0,69** | -0,11 | -0,12 | -0,66** | -0,36* | -0,34* | -0,59** | 0,29* | 0,42** | -0,59** | | |
| RT | Raction time [s] | 0,04 | -0,17 | 0,15 | 0,02 | -0,16 | 0,12 | 0,13 | -0,20 | 0,19 | 0,15 | -0,03 | 0,19 | 0,29* | -0,13 | 0,27 | 0,02 | 0,09 | 0,11 | -0,28 | -0,14 | 0,15 | | |
| | Step duration [s] | -0,29* | -0,44** | -0,23 | -0,29* | -0,43** | -0,25 | -0,24 | -0,44** | -0,18 | -0,40** | -0,43** | -0,22 | -0,29* | -0,44** | -0,16 | -0,22 | -0,19 | -0,22 | 0,05 | 0,00 | -0,22 | | |
| | Amplitude [mm] | -0,50** | -0,47** | -0,66** | -0,52** | -0,49** | -0,63** | -0,18 | -0,33* | -0,65** | -0,67* | -0,57** | -0,65** | -0,29* | -0,35* | -0,58** | -0,45** | -0,43** | -0,63** | 0,30* | 0,32* | -0,55** | | |
| MST | Amplitude [mm] | -0,59** | -0,49** | -0,68** | -0,60** | -0,51** | -0,65** | -0,33* | -0,32* | -0,68** | -0,70** | -0,60** | -0,67** | -0,40** | -0,35* | -0,62** | -0,41** | -0,44** | -0,63** | 0,40** | 0,30* | -0,66** | | |

p < 0,05; ** p < 0,01; r = 0,76 - 1; r = 0,50 - 0,75. SBT = test dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije; FR = funkcionalni doseg; RT = reakcijski čas; MST = maksimalni korak; RWS = ritmični prenos teže v antero-posteriorni smeri.

Tabela 8: Korelacija parametrov testa dosega z nogo (SEBT) in ritmičnega prenosa telesne teže v a-p smeri (RWS) s parametri statičnega ravnotežja.

| | | | BODY SWAY | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
|------|----------------------------|-------|-----------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------------------|---------|---------|---------|---------|---------|----------------------------|---------|---------|
| | | | Velocity total [mm/s] | | | | | | Velocity a-p [mm/s] | | | | | | Velocity m-l [mm/s] | | | | | | Average amplitude a-p [mm] | | |
| | | | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | PS_OO | PS_ZO | ST_OO | Average amplitude m-l [mm] | PS_OO | PS_ZO |
| SEBT | Velocity total [mm/s] | A | 0,01 | 0,15 | 0,34* | 0,02 | 0,10 | 0,40** | 0,28 | 0,33 | 0,21 | 0,02 | 0,07 | 0,27 | 0,20 | 0,26 | 0,13 | 0,07 | 0,13 | 0,26 | 0,04 | 0,22 | 0,07 |
| | | L | 0,10 | 0,17 | 0,18 | 0,06 | 0,14 | 0,20 | 0,21 | 0,21 | 0,13 | 0,01 | 0,01 | 0,12 | 0,11 | 0,16 | 0,03 | 0,07 | 0,23 | 0,13 | 0,25 | 0,13 | 0,19 |
| | | P | 0,01 | 0,04 | 0,17 | 0,03 | 0,02 | 0,22 | -0,10 | 0,11 | 0,08 | -0,06 | -0,06 | 0,13 | -0,25 | 0,01 | -0,04 | 0,14 | 0,15 | 0,25 | -0,12 | -0,07 | 0,03 |
| | Velocity a-p [mm/s] | A | 0,25 | 0,32* | 0,48** | 0,19 | 0,27 | 0,53** | 0,37* | 0,41** | 0,36* | 0,21 | 0,23 | 0,43** | 0,28 | 0,35* | 0,25 | 0,15 | 0,20 | 0,40** | -0,01 | 0,13 | 0,22 |
| | | L | 0,21 | 0,26 | 0,30* | 0,16 | 0,23 | 0,31* | 0,29 | 0,26 | 0,25 | 0,14 | 0,11 | 0,13 | 0,17 | 0,20 | 0,12 | 0,28 | 0,26 | 0,18 | 0,06 | 0,31* | |
| | | P | 0,17 | 0,18 | 0,34* | 0,19 | 0,16 | 0,39** | -0,01 | 0,15 | 0,25 | 0,14 | 0,10 | 0,30* | -0,15 | 0,08 | 0,11 | 0,27 | 0,26 | 0,42** | -0,17 | -0,13 | 0,22 |
| | Velocity m-l [mm/s] | A | -0,42** | -0,38** | -0,27 | -0,44** | -0,40** | -0,22 | -0,12 | -0,10 | -0,34* | -0,49** | -0,41** | -0,30* | -0,15 | -0,12 | -0,33* | -0,16 | -0,11 | -0,25 | 0,20 | 0,36* | -0,39** |
| | | L | -0,24 | -0,15 | -0,26 | -0,25 | -0,17 | -0,23 | -0,11 | -0,03 | -0,29 | -0,35* | -0,27 | -0,32* | -0,11 | -0,04 | -0,26 | -0,08 | 0,01 | -0,32* | 0,33* | 0,27 | -0,27 |
| | | P | -0,39** | -0,31* | -0,33* | -0,37* | -0,33* | -0,30* | -0,27 | -0,10 | -0,37* | -0,47** | -0,36* | -0,34* | -0,13 | -0,38** | -0,21 | -0,19 | -0,29* | 0,10 | 0,16 | -0,44** | |
| | Average amplitude a-p [mm] | A | 0,50** | 0,54* | 0,64** | 0,49** | 0,52** | 0,67** | 0,33* | 0,40** | 0,56** | 0,55** | 0,53** | 0,66** | 0,34* | 0,37* | 0,48** | 0,34* | 0,34* | 0,52** | -0,24 | -0,13 | 0,40** |
| | | L | 0,26 | 0,28 | 0,27 | 0,24 | 0,27 | 0,28 | 0,21 | 0,16 | 0,24 | 0,29 | 0,22 | 0,16 | 0,18 | 0,14 | 0,16 | 0,18 | 0,23 | 0,27 | 0,13 | -0,03 | 0,34* |
| | | P | 0,35* | 0,39** | 0,43** | 0,40** | 0,40** | 0,44** | -0,05 | 0,11 | 0,39** | 0,44* | 0,39** | 0,44** | -0,08 | 0,03 | 0,30* | 0,38** | 0,36* | 0,45** | -0,27 | -0,19 | 0,36* |
| | Average amplitude m-l [mm] | A | -0,43** | -0,41** | -0,38** | -0,45** | -0,43** | -0,31* | -0,14 | -0,15 | -0,46** | -0,51** | -0,46** | -0,41** | -0,19 | -0,18 | -0,48** | -0,15 | -0,10 | -0,34* | 0,26 | 0,27 | -0,49** |
| | | L | -0,19 | -0,10 | -0,29* | -0,19 | -0,10 | -0,27 | -0,13 | -0,09 | -0,30* | -0,23 | -0,18 | -0,33* | -0,08 | -0,08 | -0,28 | -0,08 | 0,06 | -0,35* | 0,25 | 0,16 | -0,28 |
| | | P | -0,42** | -0,35* | -0,44** | -0,41** | -0,36* | -0,40** | -0,25 | -0,13 | -0,47** | -0,51** | -0,43** | -0,43** | -0,31* | -0,16 | 0,48** | -0,30* | -0,26 | -0,40** | 0,21 | 0,10 | -0,54** |
| | Frequency a-p [Hz] | A | 0,40** | 0,45** | 0,54** | 0,44** | 0,47** | 0,52** | 0,04 | 0,09 | 0,55** | 0,55** | 0,50** | 0,60** | 0,15 | 0,13 | 0,54** | 0,25 | 0,28 | 0,46* | -0,25 | -0,30 | 0,46** |
| | | L | 0,51** | 0,64** | 0,61** | 0,51** | 0,64** | 0,59** | 0,24 | 0,31* | 0,60** | 0,54** | 0,54** | 0,51** | 0,24 | 0,30* | 0,49** | 0,23 | 0,43** | 0,45** | -0,18 | -0,30* | 0,59** |
| | | P | 0,33* | 0,33* | 0,30* | 0,35* | 0,36* | 0,29* | 0,06 | -0,00 | 0,30* | 0,41** | 0,31* | 0,25 | 0,05 | -0,02 | 0,22 | 0,28 | 0,38** | 0,32* | -0,07 | -0,26 | 0,42** |
| | Frequency m-l [Hz] | A | 0,30* | 0,35* | 0,55* | 0,32* | -0,36* | 0,51** | 0,05 | 0,17 | 0,57** | 0,38** | 0,43** | 0,59** | 0,10 | 0,17 | 0,59** | 0,28 | 0,24 | 0,39** | -0,33* | -0,10 | 0,38** |
| | | L | 0,46** | 0,54** | 0,75** | 0,46** | 0,52** | 0,73** | 0,25 | 0,37* | 0,72** | 0,40** | 0,44** | 0,63** | 0,19 | 0,32* | 0,60** | 0,23 | 0,32* | 0,61** | -0,27 | -0,19 | 0,63** |
| | | P | 0,10 | 0,13 | 0,29* | 0,13 | 0,14 | 0,30* | -0,05 | 0,04 | 0,27 | 0,10 | 0,13 | 0,24 | -0,09 | 0,04 | 0,19 | 0,01 | 0,15 | 0,31* | -0,17 | -0,23 | 0,25 |
| | Measured length [cm] | A | -0,57** | -0,64** | -0,68** | -0,61** | -0,67** | -0,65** | -0,11 | -0,18 | -0,59** | -0,76** | -0,74** | -0,71** | -0,22 | -0,20 | -0,64** | -0,35* | -0,38** | -0,63** | 0,37* | 0,30* | -0,66** |
| | | L | -0,50** | -0,58** | -0,65** | -0,55** | -0,62** | -0,62** | -0,03 | -0,13 | -0,65** | -0,72** | -0,71** | -0,70** | -0,18 | -0,16 | -0,61** | -0,33* | -0,34* | -0,65** | 0,34* | 0,27 | -0,61** |
| | | P | -0,56** | -0,56** | -0,63** | -0,60** | -0,59 | -0,60** | -0,09 | -0,12 | -0,65** | -0,72** | -0,68** | -0,65** | -0,18 | -0,13 | -0,61** | -0,42** | -0,40** | -0,59** | 0,32* | 0,22 | -0,65** |
| WBT | Average amplitude [mm] | A | 0,01 | 0,08 | -0,04 | 0,05 | 0,11 | -0,06 | -0,21 | -0,14 | 0,01 | -0,08 | -0,05 | 0,01 | -0,20 | -0,16 | 0,11 | 0,03 | -0,06 | -0,19 | 0,04 | -0,11 | -0,01 |
| | | P | -0,31* | -0,28 | -0,43** | -0,32* | -0,30* | -0,41** | -0,08 | -0,07 | -0,41** | -0,29 | -0,30* | -0,44** | -0,10 | -0,04 | -0,36* | -0,34* | -0,18 | -0,43** | 0,23 | 0,12 | -0,45** |
| | Maximum amplitude [mm] | A | 0,07 | 0,14 | 0,01 | 0,11 | 0,17 | -0,01 | -0,20 | -0,13 | 0,06 | -0,04 | -0,02 | 0,05 | -0,20 | -0,16 | 0,14 | 0,06 | -0,04 | -0,15 | 0,02 | -0,15 | -0,05 |
| | P | -0,29 | -0,25 | -0,38** | -0,30* | -0,26 | -0,35* | -0,08 | -0,07 | -0,39** | -0,29 | -0,30* | -0,41** | -0,11 | -0,04 | -0,38** | -0,35* | -0,17 | -0,36* | 0,25 | 0,09 | -0,43** | |

* p < 0,05; ** p < 0,01; A = anterior; L = lateral; P = posterior; a-p = antero-posteriorna smer; m-l = medio-lateralna smer; $r = 0,76-1$; $r = 0,50-0,75$.

8 RAZPRAVA

V pregledani literaturi testov dinamičnega ravnotežja je malo podatkov o merskih karakteristikah testov dinamičnega ravnotežja pri starejših, zato smo žeeli s to nalogo dopolniti predhodne raziskave s ciljem podati boljši vpogled v same značilnosti posameznega testa. V okviru izvedene študije smo tako proučili občutljivost šestih testov dinamičnega ravnotežja za zaznavanje razlik v ravnotežju med mlajšimi in starejšimi preiskovanci ter njihovo povezanost z ostalimi testi ravnotežja.

Na podlagi rezultatov lahko potrdimo naša predvidevanja, postavljena na začetku študije. Vsi izbrani testi dinamičnega ravnotežja se v celoti statistično pomembno razlikujejo med mlajšimi in starejšimi preiskovanci ($p < 0,05$). Med občutljivejšimi parametri dinamičnega ravnotežja so izmerjene dolžine testov SEBT, FR in koraka ($AR = 0,93 - 1$). Parametri, ki analizirajo določeno smer nadzora aktivnega prenosa telesne teže, so pokazali večjo občutljivost parametrov m-l smeri v primerjavi s parametri a-p smeri. Tudi parametri testa dinamičnega sledenja na podlagi vidne povratne informacije, ki se nanašajo na natančnost uravnavanja prenosa telesne teže v m-l smeri, kažejo visoko občutljivost ($AR = 0,97 - 0,99$). Večjo občutljivost m-l parametrov kažejo tudi rezultati študije Maki idr. (1994), ki dodatno predstavljajo parametre m-l gibanja kot ene od občutljivejših parametrov za zaznavanje tveganja padcev pri starejših. Rezultati primerjave občutljivosti testov statičnega in dinamičnega ravnotežja potrjujejo hipotezo oblikovano na rezultatih študije Allum & Adkin (2003), da je vpliv starostnih sprememb večji na dinamično ravnotežje ($AR < 1$) kot na statično ravnotežje ($AR < 0,71$). Reakcijski čas je počasnejši pri starejših, vendar je občutljivost tega parametra nižja ($AR = 0,27$). Povezave med testi so najmočnejše med parametri izmerjene dolžine testov FR, SEBT in koraka.

8.1 Test funkcionalnega dosega naprej

Pri testu funkcionalnega dosega naprej (FR) smo opazovali dolžino dosega, izmerjeno z merilnim trakom in amplitudo gibanja CoP med dosegom. Dolžina dosega pridobljenih rezultatov se nekoliko razlikuje od rezultatov podanih v ostalih raziskavah (Duncan idr., 1990; Behrman idr., 2002; Takahashi idr., 2006; Kage

idr., 2009). Razlike v podanih rezultatih so lahko posledica različno podanih informacij preiskovancem o izvedbi testa (uporaba strategije gibanja, pomanjkljivi opis izvedbe testa), različno prikazanih rezultatov (uporabljen normalizacija), lahko pa so tudi posledica drugačnega protokola testiranja in različno uporabljenih pripomočkov za odčitavanje in analizo samega dosega. Po podatkih Duncan idr. (1990) vplivajo na sam doseg antropometrične lastnosti posameznika, kot so na primer višina posameznika in dolžina rok (višja kot je višina posameznika oziroma dolžina rok, daljša je dosežena razdalja FR) (Duncan idr., 1990). Zaradi vpliva antropometričnih lastnosti Duncan idr. (1990) priporočajo podajanje rezultatov testa FR kot odstotek višine preiskovanca ali dolžine zgornjega uda (Duncan idr., 1990). Tudi v naši študiji smo rezultat normalizirali na dolžino zgornjega uda, merjenega od akromiona do konca sredinskega prsta.

Dolžina funkcionalnega dosega je bila statistično značilno krajsa pri starejših preiskovancih v primerjavi z mlajšimi, prav tako tudi amplituda gibanja CoP. O vplivu starosti na dolžino dosega poročajo tudi ostale raziskave (Duncan idr., 1990; Weiner idr., 1992). Dodatno so ugotovili tudi, da test razlikuje starejše osebe, ki so že doživele padec, od starejših oseb brez padca (Behrman idr., 2002; Duncan idr., 1990). Test je pogosto uporaben kot presejalni test za ugotavljanje rizika padcev pri starejših osebah ali osebah z motnjo ravnotežja (Behrman idr., 2002; Duncan idr., 1992). Eden od pomembnih faktorjev, ki jih omenja Duncan idr. (1990), je tudi razumevanje navodil in kognitivna funkcija, ki upada s starostjo. Vpliv kognitivne funkcije posameznika lahko vodi do posledično slabšega razumevanja navodil ali pa lahko preko slabšega procesiranja dobljenih informacij iz okolja vpliva na samo kontrolo ravnotežja (Hauer idr., 2003; Andersson, Hagman, Talianzadeh, Svedberg & Larsen, 2002). Za izognitev posledičnim napakam slabšega razumevanja navodil smo preiskovancem v predstavljeni študiji podali ustna, pisna in praktična navodila o izvedbi testa. Preiskovanci so test tudi predhodno preizkusili.

Pri opazovanju povezav FR je bila opazna močna povezava med izmerjeno razdaljo in amplitudo gibanja CoP ($r = 0,78$), ki je nekoliko višja v primerjavi z rezultati ostalih raziskav ($r = 0,71 - 0,73$) (Duncan idr., 1990; Kage idr., 2009). Obe meritvi naj bi odražali meje stabilnosti uravnavanja stojecega položaja, ampak ne enakih lastnosti nadzora ravnotežja (Duncan idr., 1990).

Primerjava parametrov FR v naši raziskavi je pokazala večji vpliv starosti na amplitudo gibanja CoP (51,1 % manjša amplituda gibanja pri starejših v primerjavi z mlajšimi preiskovanci) kot na izmerjeno dolžino FR (36,6 % krajsa dosežena razdalja pri starejših preiskovancih). Večji vpliv starosti na amplitudo gibanja CoP v primerjavi z dolžino dosega FR lahko pojasnimo z različno uporabljenou strategijo gibanja pri dosegu naprej, ki so jo uporabili mlajši in starejši preiskovanci. Doseg naprej je lahko izведен z različnimi strategijami (Liao & Lin, 2008). Za dosego čim daljše razdalje FR lahko preiskovanec uporabi strategijo kolka, gležnja ali mešano strategijo. Pri osebah, ki uporablajo strategijo kolka, je premik CoP manjši kot pri uporabljeni strategiji gležnja (Wernick-Robinson idr., 1999). Pri strategiji kolka gre za povečani kot gibanja v kolku in zmanjšani kot gibanja v gležnju (Wernick-Robinson idr., 1999). To ima za posledico nagib trupa naprej, ki se povezuje s prenosom medenice nazaj in s povečanim kotom gležnja (Jonsson idr., 2003). Uporabo drugačne strategije gibanja pri dosegu naprej pri starejših lahko podpremo z rezultatom statistično značilne, vendar nekoliko nižje, povezave dosežene razdalje FR z ritmičnim prenosom telesne teže nazaj ($r = 0,43 - 0,52$), ne pa tudi naprej. Nadaljnje raziskave FR v povezavi z gibanjem CoP pri uporabljeni strategiji kolka kažejo posteriorno gibanje CoP pri začetku izvajanja FR (Jonsson idr., 2003) in s tem premaknitev telesnega težišča nazaj in ne naprej. Pri tem se prenese manj telesne teže v anteriorni smeri, kakor pri uporabi strategije gležnja (Jonsson idr., 2003). Iz dobljenih podatkov lahko predvidevamo, da se s starostjo spremeni strategija ohranjanja stoječega ravnotežja med dosegom naprej. Predvidevamo, da so starejši preiskovanci pri samem dosegu uporabljali mešano strategijo gibanja, kar potrjuje tudi podatek statistično značilne povezave dolžine dosega FR s CoP gibanjem ($r = 0,78$). Liao & Lin (2008) poročata o močnejši korelacji CoP gibanja in dosežene razdalje pri uporabljeni strategiji gležnja ($r = 0,94$). Z uporabo mešane strategije za doseg FR je postala povezava šibkejša ($r = 0,57$), medtem ko pri dosegu naprej z uporabo strategije kolka statistično značilne povezave med dosegom in CoP gibanjem ni bilo (Liao & Lin, 2008). Za natančnejšo oceno in analizo vpliva strategij na sam doseg v našem primeru bi bila potrebna še dodatna kinematicna analiza.

Ravno zaradi uporabe različnih strategij gibanja pri izvedbi FR so poskušali Wernick-Robinson idr. (1999) v svoji raziskavi odgovoriti na vprašanje o doseženi stopnji zanesljivosti ocene dinamičnega ravnotežja z uporabo FR. Rezultati njihove raziskave so pokazali statistično neznačilne razlike med oceno zdravih starejših preiskovancev brez motenj ravnotežja in oceno preiskovancev z motnjo ravnotežja

(Wernick-Robinson idr., 1999). Vzrok statistično neznačilne razlike naj bi bila predvsem uporabljen strategija gibanja za doseg. V primeru uporabe strategije različne od strategije gležnja se posameznik pri dosegu maksimalne razdalje FR ne približa meji stabilnosti, ampak razvije kompenzatorno strategijo gibanja, ki proizvede bolj statične in ne toliko dinamične spremembe kontrole ravnotežja (Wernick-Robinson idr., 1999). Zaradi vpliva strategij gibanja je pri uporabi FR kot sredstva za oceno kontrole ravnotežja zelo pomemben natančen opis strategije izvajanja FR.

Da je v našem primeru šlo predvsem za uporabo mešanih strategij gibanja, ki zahtevajo tudi dinamično komponento ravnotežja, lahko predvidevamo iz statistično značilnih povezav FR z ostalimi testi dinamičnega ravnotežja, kot so dolžina maksimalnega koraka naprej ($r = 0,77 - 0,81$), izmerjena dolžina dosega pri SEBT v vse smeri ($r = 0,69 - 0,82$) ter dolžina koraka pri testu hitrega koraka na vidni signal ($r = 0,64 - 0,68$). O statistično značilni povezavi med FR in dolžino koraka ($r = 0,65$) poroča tudi študija Goldberg idr. (2010). V omenjeni študiji so analizirali povezanost FR testa s testi maksimalnega koraka naprej, TUG in testom gibanja trupa. FR za stabilizacijo drže in ohranitev ravnotežja zahteva ustrezno moč ter gibljivost mišic trupa in nog, ki pa sta potrebni tudi za izvedbo koraka. Na podlagi rezultatov so prišli do zaključka, da je izvedba FR odvisna ne samo od ravnotežnih sposobnostih pač pa tudi od funkcije spodnjega uda in trupa (Goldberg idr., 2010).

8.2 Test dosega z nogo

Pri testu dosega z nogo (SEBT) smo opazovali osem parametrov. Šest od teh je statistično značilno razlikovalo spremembe ravnotežja med mlajšimi in starejšimi preiskovanci. Ti parametri so bili hitrost gibanja CoP v m-l smer, povprečna amplituda in frekvenca gibanja CoP v m-l in a-p smeri ter izmerjena dolžina dosega. Študije poročajo, da je test občutljiv na zaznavanje motenj ravnotežja, ki so posledica različnih poškodb (Gribble, Hertel, Denegar & Buckley, 2004; Hertel idr., 2006; Olmsted idr., 2002; Gribble, Hertel & Denegar, 2007; Herrington idr., 2009). Nadalje poročajo, da je test uporaben kot selektivni test za ugotavljanje rizika poškodbe spodnjega uda (Plisky idr., 2006; Herrington idr., 2009). Vendar v pregledani literaturi ni bila obravnavana nobena študija, ki bi se osredotočala na občutljivost omenjenega testa pri starejših.

Analiza izmerjenega dosega SEBT nam je pokazala, da so starejši dosegli več kot za polovico krajšo razdaljo v primerjavi z mlajšimi preiskovanci. Test od preiskovancev zahteva dobro ravnotežno sposobnost in dodatno integracijo senzoričnega vnosa informacij (zaradi zmanjšane podporne podlage) pri oblikovanju ustreznega motoričnega odgovora za korekcije trupa in udov pri vzdrževanju ravnotežja. Pri tem se postavi vprašanje o primernosti testa za starejšo populacijo, saj lahko test za njih postane prezahteven. Že sama staja na eni nogi je lahko za starejše precej zahtevna. Dodana manipulacija z drugo nogo pa lahko vzdrževanje ravnotežja precej oteži. Prezahtevnost testa lahko vodi do kompenzacijskih gibanj in nerealne ocene dinamičnega ravnotežja. Tako moramo biti kljub veliki razliki (občutljivosti) testa v doseženi razdalji precej pazljivi pri uporabi in primernosti testa za ocenjevanje ravnotežja pri starejših. Tako je test primeren za starejše z dobro fizično pripravljenostjo in neprimeren za starejše z večjo motnjo ravnotežja.

Daljše in zahtevnejše izvajanje testa lahko vodi v utrujenost in posledično slabši rezultat (Gribble idr., 2004; Gribble, Tucker & White, 2007). Zaradi vpliva fizioloških sprememb v starosti je lahko ta vpliv veliko večji pri starejših kot pri mlajših. Velik delež zmanjšanega dosega pri starejših lahko pojasnimo z zmanjšanim obsegom gibljivosti in večjo togostjo sklepov spodnjega uda. Robinson & Gribble (2008a) pojasnjujeta, da fleksija v kolku in kolenu pojasnjuje kar 62–77 % variance lateralnega in anteriornega dosega. Prav tako ima velik vpliv tudi obseg gibljivosti gležnja predvsem v anteriorni smeri (Hoch, Staton & McKeon, 2011).

Analiza ostalih opazovanih parametrov pridobljenih s pritiskovno ploščo nam je podala pet pomembnih parametrov, ki razločujejo ravnotežje mlajših in starejših preiskovancev. Nadalje sta imela samo dva parametra, hitrost gibanja CoP in povprečje amplitude gibanja CoP v m-l smeri, visoko občutljivost ($AR = 0,74 - 0,89$) za zaznavanje poslabšanja ravnotežja s starostjo. Pri teh so imeli mlajši statistično značilno večjo amplitudo in hitrost gibanja CoP kot starejši preiskovanci. Iz teh podatkov je vidna največja razlika v vzdrževanju dinamičnega ravnotežja med mlajšimi in starejšimi preiskovanci predvsem v m-l smeri vzdrževanja pokončnega ravnotežja. Day idr. (1993) v svoji študiji poročajo, da sprememba širine pokončne stoje vpliva predvsem na amplitudne in hitrostne parametre tihe stoje. Z zmanjšanjem podporne ploskve se poveča količina lateralnega gibanja okoli gležnja in stopala (Day idr., 1993). Uravnavanje gibanja v a-p smeri poteka preko neodvisnega uravnavanja vseh udeleženih sklepov spodnjega uda (kolena, kolka in

gležnja). Pri uravnavanju ravnotežja v m-l smeri pa že sama anatomija spodnjega uda ne dopušča večje gibljivosti sklepov v m-l smeri (sklepi so bolj mobilni v sagitalni ravnini kot v frontalni). Tako so kolki in gležnji povezani skupaj v skupno zvezo in sprememba v enem sklepu vodi v predvideno spremembo drugega sklepa. Moč oziroma togost te zveze se poveča pri širši podporni podlagi, kjer je nihanje telesa okoli gležnjev nadzirano v večji meri z močnejšimi adduktornimi in abduktornimi mišicami kolka. Z zmanjšanjem podporne podlage se zmanjša togost celotne zveze sklepov spodnjega uda in poveča gibanje v gležnju. Večjo vlogo pri uravnavanju ravnotežja pri zmanjšani podporni podlagi tako prevzamejo šibkejše mišice gležnja (Day idr., 1993). Na ta način postane človeško telo manj skladno in manj odzivno na zahteve drže v m-l smeri, zlasti pri starejših preiskovancih, zaradi vsesplošnega upada delovanja kontrolnega sistema ravnotežja (Allum & Adkin 2003). Zanimivo naši rezultati kažejo, da sta bila hitrost in povprečna amplituda gibanja v m-l smeri značilno večja pri mlajših preiskovancih kot pri starejših. Razlogov za to je lahko več. Raziskava Allum, Carpenter, Honegger, Adkin & Bloem (2002) poroča, da so starejši med nalogo hoje nihali manj v primerjavi z mlajšimi. Pri tem so domnevali, da je manjše nihanje med hojo posledica predvsem povečane ojačitve trupa in posledične večje togosti telesa (Allum idr., 2002). Na podlagi tega lahko domnevamo, da je v našem primeru prišlo do podobnega pojava. Večja hitrost in amplituda gibanja CoP pri mlajših preiskovancih je lahko tudi posledica načina izvedbe testa pri starejših. Rezultati kažejo, da so starejši dosegli značilno krajšo razdaljo kot mlajši preiskovanci. Eden od vzrokov, zakaj so starejši dosegli krajšo razdaljo, je lahko tudi nezaupanje v lastne ravnotežne sposobnosti in strah pred padci pri starejših (Winter 1996; Binda, Culham & Brouwer, 2003). Zaradi strahu pred padcem in večje lastne varnosti lahko predvidevamo, da so starejši izvedli doseg do tiste dolžine, kjer so se še počutili varne za izvedbo testa, vendar pa sam ta doseg ni predstavljal prevelikega izziva za njihov kontrolni sistem vzdrževanja ravnotežja. Iz tega lahko sklepamo, da so mlajši preiskovanci z daljšo doseženo razdaljo predstavljeni večjo obremenitev za kontrolni sistem, kar se kaže kot večja amplituda in hitrost gibanja v m-l smeri. Medtem ko starejšim preiskovancem krajša dosežena razdalja (dosežena zaradi večje lastne varnosti in straha pred padcem) ni predstavljala prevelikega izziva za kontrolni sistem, kar se kaže kot manjša amplituda in hitrost gibanja CoP. Za potrditev te hipoteze bi bilo zanimivo analizirati CoP gibanje pri isti doseženi razdalji starejših in mlajših preiskovancev.

V kolikšni meri se vrednosti dosegov SEBT povezujejo z ostalimi testi ravnotežja še ni bilo raziskano. Pridobljeni podatki so pokazali povezanost SEBT s testom FR in z maksimalno dolžino koraka naprej, dolžino hitrega koraka na vidni signal in z določenimi parametri testa dinamičnega sledenja. Povezave med temi testi nakazujejo na uporabo istih mehanizmov nadzora ravnotežja pri izvedbi testa. Primerjava gibanja pri izvedbi SEBT in koraka naprej nakazuje na podobno analogijo gibanja telesa in prenosa telesne teže, saj gre pri obeh za prenos telesne teže na stojno nogo in premaknitev noge naprej v korak. Podrobnejša analiza posamezne smeri gibanja CoP je pokazala močnejše povezave z ostalimi parametri dinamičnih testov pri m-l gibanju CoP v primerjavi z a-p gibanjem CoP. Na podlagi teh podatkov lahko sklepamo, da je nadzor m-l ravnotežja pomembnejši del nadzora ravnotežja pri ostalih dinamičnih testih v primerjavi z nadzorom ravnotežja v a-p smeri. Dodatno lahko to podpremo z rezultati statistično značilnih in močnih povezav testa dinamičnega sledenja naključni krivulji na podlagi povratne informacije, pri katerem gibanje temelji na uravnavanju m-l stabilnosti, z ostalimi parametri. Iz rezultatov, ki so pokazali šibkejše ozziroma statistično neznačilne povezave med m-l in a-p parametri SEBT, lahko sklepamo, da uravnavanje m-l gibanja poteka neodvisno od uravnavanja a-p gibanja.

Pri opazovanju povezave izmerjene dolžine dosega SEBT testa s parametri statičnega ravnotežja, je opazna statistično močnejša povezava predvsem s parametri celotne hitrosti gibanja ($r > -0,50$) ter hitrosti ($r > -0,55$) in amplitudo gibanja CoP ($r > -0,65$) v a-p smeri. Parametri gibanja v m-l smeri pa se povezujejo predvsem pri testu semitandemske stoje ($r > -0,59$). Statistično značilna povezava m-l parametrov SEBT (predvsem v anteriorni in posteriorni smeri dosega) s semitandemsko stojo, nakazuje večji pomen m-l kontrole pri zmanjšani podporni površini, ki je pomembna tako pri statičnem kot tudi dinamičnem ravnotežju (Day idr., 1993). Iz tega lahko sklepamo, da pri zmanjšani podporni površini sodelujejo isti nadzorni mehanizmi ravnotežja.

8.3 Dinamično sledenje predhodno definirani krivulji na podlagi vidne povratne informacije

Test dinamičnega sledenja naključni krivulji na osnovi povratne informacije je nova tehnika ocene dinamičnega ravnotežja. Njegove merske karakteristike so bile

raziskane le pri športnikih (Panjan idr., 2011). Test prenašanja telesne teže v frontalni ravnini zahteva manipulacijo prenosa sil telesa v m-l smeri, ki je pri starejših lahko glavni dejavnik tveganja za padce (Melzer idr., 2004). Za izvedbo testa je potrebna kombinacija tako moči, ravnotežja, koordinacije kot tudi pozornosti. Pri samem testu dinamičnega sledenja smo opazovali 19 parametrov, od katerih se jih je 12 izkazalo za občutljive na starostno poslabšanje ravnotežja. Med temi so 4 parametri z visoko občutljivostjo ($AR > 0,97$). Ti so povprečna absolutna napaka, SD absolutne napake, RMS napake in površina gibanja CoP med preiskovančevim gibanjem in predhodno definirano krivuljo. Nekoliko nižjo, a kljub temu visoko zanesljivost prikazuje parameter navzkrižnih korelacij ($AR = 0,85$). Ti parametri se nanašajo predvsem na natančnost prenosa telesne teže. Test je za starejše preiskovance precej zahteven, saj poleg kontrole ravnotežja pri prenosu teže vključuje še koordinacijo, sposobnost hitrega reagiranja, natančnost sledenja, kakovost vida in stalno pozornost na lastno gibanje telesnega težišča, ki pa je pri starejših, zaradi splošnega upada delovanja nadzornega sistema, poslabšano. Vse to prispeva k statistično pomembni razlike med vrednostmi parametrov starejših in mlajših preiskovancev.

Sodelovanje različnih nadzornih mehanizmov pri izvedbi testa je prikazalo statistično značilne povezave z ostalimi statičnimi in dinamičnimi testi. Prenos teže je temeljna zahteva testa dinamičnega sledenja na osnovi vidne povratne informacije, ki je prisotna tudi pri ostalih funkcionalnih testih, kot so test SEBT ($r > 0,73$), FD ($r > 0,53$), dolžina koraka pri testu čim hitrejšega koraka naprej na vidni signal ($r > 0,50$) in test maksimalnega koraka naprej ($r > 0,58$). Sam prenos telesne teže omenjenega testa temelji predvsem na nadzoru m-l gibanja CoP, kar nam prikazujejo statistično močnejše povezave SBT testa z m-l parametri SEBT. Najbolj občutljivi parametri se povezujejo tudi s testi statičnega ravnotežja, kar nakazuje tudi na to, da je za izvedbo dinamične aktivnosti pomembna osnovna statična stabilnost.

8.4 Ritmični prenos telesne teže v antero-posteriorni smeri

Pri testu ritmičnega prenosa telesne teže v a-p smeri smo opazovali parametra maksimalne in povprečne amplitudo prenosa telesne teže. Ritmični prenos telesne

teže v a-p smeri odraža nadzorno sposobnost aktivnega prenosa posameznikovega CoP. Nadzor gibanja CoP zahteva proizvodnjo časovnega in koordinacijskega gibanja, ki vključuje predvsem aktivacijo mišic gležnja, kolena in kolka ter mišic trupa. Študije ritmičnega prenosa telesne teže v a-p smeri so bile opravljene pri zdravih starejših (Jbabdi, Boissy & Hamel, 2008), starejših z motnjami ravnotežja (Liston & Brouwer, 1996; Dodd idr., 2003) ter pri zdravih mladih preiskovancih (Newstead idr., 2005). Nobena od pregledanih študij pa ni proučevala primerjave med mlajšimi in starejšimi preiskovanci. Rezultati naše študije kažejo, da je amplituda prenosa telesne teže manjša pri starejših v primerjavi z mlajšimi preiskovanci. Uporabljeni strategiji gibanja med izvajanjem testa lahko pomembno prispeva k rezultatu testa (Liston & Brouwer, 1996). Izvajanje testa predvsem z aktivacijo mišic gležnja se odraža z večjo amplitudo in počasnejšim gibanjem CoP, medtem ko se izvajanje testa z večjim deležem aktivacije mišic kolena, kolka in trupa odraža predvsem s krajšo amplitudo in hitrejšim gibanjem CoP. Iz tega lahko predvidevamo, da je bila krajša razdalja pri starejših posledica spremenjene uporabljene strategije gibanja. Za natančnejšo analizo in nadzor vpliva uporabljene strategije gibanja bi bilo potrebno uporabiti dodatno kinematično analizo.

Nadaljna analiza nam je pokazala statistično pomembne razlike med parametri mlajših in starejših preiskovancev le pri prenosu telesne teže v posteriorni smeri ne pa tudi v anteriorni smeri prenosa telesne teže. Ta statistično pomembna razlika v posteriorni smeri je lahko posledica nezaupanja preiskovanca v lastne ravnotežne sposobnosti oziroma prisotnega straha pred padci pri starejših (Binda idr., 2003; Winter, 1996), zlasti pri prenosu telesne teže v posteriorni smeri, kjer so vidne informacije iz okolja omejene. Ugotovljeno je bilo, da je odvisnost od vizualnih informacij pri nadzoru ravnotežja večja, ko človek stoji v nagnjeni poziciji v primerjavi z običajnim, nevtralnim položajem (Duarte & Zatsiorsky, 2002; Schieppati, Hugon, Grasso, Nardone & Galante, 1994). Vidne informacije prispevajo k natančnejšemu nadzoru ravnotežja (Day idr., 1993). Omejitev le-teh poveča zanašanje telesa na somatosenzorične in vestibularne informacije (Liston & Brouwer, 1996). Te informacije pa s starostjo postanejo manj zanesljive in uporabne. Iz tega predvidevamo, da je statistično značilna zmanjšana amplituda CoP gibanja v posteriorni smeri v veliki meri posledica pomanjkanja vidnih informacij o okolju, kamor se telo nagiba. Pri prenosu telesne teže v anteriorni smeri preiskovanec vidi okolje pred seboj, medtem ko je vid pri prenosu teže v posteriorni smeri omejen.

Pri analizi povezav med testom ritmičnega prenosa telesne teže z ostalimi testi ravnotežja smo ugotovili statistično značilne, vendar šibkejše povezave. Najmočnejša povezava posteriornega prenosa telesne teže je vidna z dolžino maksimalnega koraka, dolžino FR ($r = 0,48 - 0,52$) ter dolžino posteriornega dosega SEBT ($r = 0,47 - 0,51$). Kot kaže, je premik in prenos teže ena od osnovnih zahtev obravnavanih testov.

8.5 Test hitrega koraka na vidni signal

Test hitrega koraka na vidni signal ocenjuje reakcijo telesa na vizualno zaznavanje nevarnosti in nepričakovane spremembe, ki delujejo na telo iz okolja (Pijnappels, Delbaere, Sturnieks & Lord, 2010). Pri analizi reakcijskega časa koraka na vidni signal smo opazovali tri parametre, izmed katerih se reakcijski čas koraka na vidni signal in dolžina koraka statistično značilno razlikujeta med mlajšimi in starejšimi preiskovanci. Rezultati so pokazali, da so starejši počasneje reagirali na vidni signal kot mlajši, njihov korak pa je bil pri tem značilno krajišč. Slabši reakcijski čas koraka pri starejših na zunanjji dražljaj so odkrili tudi Melzer & Oddsson (2004) in St George, Fitzpatrick, Rogers & Lord (2007), ki nadalje dodatno poročajo, da se je reakcijski čas koraka podvojil pod pogoj dvojne naloge v primerjavi s pogojem enojne naloge (Melzer & Oddsson, 2004). Analiza samega reakcijskega časa lahko razkriva preddispozicijo nevarnosti padca (Pijnappels idr., 2010). St George idr. (2007) so ugotovili statistično pomembno razliko v reakcijskemu času med starejšimi osebami z visokim tveganjem za padce in osebami z nizkim tveganjem za padce, kjer so slednji imeli statistično značilno krajišč reakcijski čas (St George idr., 2007). Viden upad hitrosti reakcije pri starejših preiskovancih lahko pojasnimo tudi z vplivom upada kognicije (Pijnappels idr., 2010). Neposredna povezava med kognicijo in reakcijskim časom kaže, da lahko počasno prostorsko kognitivno procesiranje poveča nevarnost za padce pri šibkejši starejši populaciji. To lahko podpremo tudi z ostalimi raziskavami, ki poročajo, da je ohranjanje ravnotežja med hojo oslabljeno pri ljudeh z blagim poslabšanjem kognicije (Liu-Ambrose, Ashe, Graf, Beattie & Khan, 2008; Eggermont idr., 2010). Na hitrost izvedbe koraka je odvisna tudi sama motivacija posameznika.

Reakcijski čas dinamičnega ravnotežja se ni povezoval s testi statičnega ravnotežja. Domnevamo, da je lahko poslabšanje reakcijskega časa ena od vej preddispozicije nevarnosti padca, ki je neodvisna od kontrole poslabšanja statičnega ravnotežja.

Statistično nepomembno povezavo med reakcijskim časom in posturalnim nihanjem so opazili tudi Pijnappels idr. (2010), ki tezo podprejo še z dejstvom, da se tako reakcijski čas koraka kot tudi posturalno nihanje neodvisno povezujeta s padci. V primeru poslabšanja statičnega ravnotežja ni nujno, da gre tudi za poslabšanje reakcijskega časa dinamičnega ravnotežja. Statistično značilna, vendar šibkejša povezava je bila vidna z ostalimi testi dinamičnega ravnotežja. Iz tega lahko sklepamo, da reakcijski čas ni statistično značilno pomemben pri vzdrževanju statičnega ravnotežja, vendar pa v manjši meri sodeluje pri aktivnemu prenosu telesne teže.

8.6 Maksimalni korak naprej

Starost je pomemben dejavnik poslabšanja vseh parametrov hoje, katere del je tudi korak (Demura idr., 2008). Podatki te študije so pokazali, da se je dolžina koraka statistično značilno razlikovala med mlajšimi in starejšimi preiskovanci. Pri tem je bil korak pri mlajših preiskovancih za 49,7 % daljši kot pri starejših. O upadu dolžine maksimalnega koraka in koraka med hojo pri osebah z motnjo ravnotežja in pri starostnikih poročajo tudi ostale študije (JudgeRoy idr., 1996; Medell & Alexander 2000; Cho idr., 2004; Schulz idr., 2007). Starost predstavlja kar 69 % variance dosežene razdalje. Dodatno Cho idr., (2004) in Medell & Alexander (2000) poudarjajo povezavo upada dolžine koraka z ostalimi meritvami ravnotežja, večjim rizikom padca, slabšo mobilno sposobnostjo in s slabšo samooceno fizične sposobnosti pri starejših s slabšim ravnotežjem. Schulz idr., (2007) v svoji študiji navajajo, da je skrajšana dolžina koraka v veliki meri lahko posledica oslabitev mišične moči kolčnih in kolenskih mišic (Schulz idr., 2007). Funkcija kolena je predstavljala kar 6–18 % pojasnjene variance dosežene razdalje koraka, medtem ko funkcija kolka predstavlja kar 14–22 % pojasnjene variance dolžine koraka (Schulz idr., 2007). Kolikšni delež pojasnjene variance predstavlja funkcija gležnja, še ni bilo raziskano. Določen delež vpliva na doseženo dolžino koraka pri starejših je pojasnjen tudi s strahom pred padci (Maki, 1997). Maksimalna dolžina koraka je lahko uporabljena tudi kot napovedovalni dejavnik tveganja za padce (Goldberg idr., 2010; Lindemann idr., 2008), saj podatki kažejo statistično značilne razlike med dolžino koraka oseb, ki so imele večkraten padec, in osebami, ki padca še niso doživele (Lindemann idr., 2008).

Dolžina koraka se najmočneje povezuje z izmerjeno dolžino SEBT in FR ($r = 0,77 - 0,81$) ter nekoliko šibkeje s parametri reakcijskega časa, ritmičnega prenosa teže nazaj in s statistično značilnimi parametri dinamičnega sledenja na osnovi vidne povratne informacije. Te povezave lahko podpremo z ostalimi raziskavami, ki so prav tako potrdile statistično značilno povezanost maksimalnega koraka s FR ($r = 0,65$), kjer je moč povezave nekoliko nižja, a vseeno močna (Goldberg idr., 2010). Izvedba maksimalnega koraka sestoji iz prenosa telesne teže na eno nogo in dosega določene razdalje z drugo nogo. Pri samem prenosu telesne teže oziroma dosegu je opazna podobna analogija gibanja, kakor pri izvedbi SEBT, kar nam dodatno potrjuje visoka moč korelacije med SEBT in maksimalnim korakom naprej. Da gre za podoben mehanizem nadzora ravnotežja pri prenosu telesne teže, nam dokazuje tudi statistično značilna povezava maksimalnega koraka in FR, ki pa se prav tako pomembno povezuje s SEBT. Iz tega lahko predvidevamo, da je nadzor ravnotežja pri izbranih testih podoben. Da je maksimalni korak del ocene ravnotežja oziroma da ocenjuje posamezno komponento ravnotežja, lahko potrdimo z rezultatom statistično pomembne povezave testa s TUG (Goldberg idr., 2010; Cho idr., 2004), parametri hoje kot so hitrost in dolžina koraka med hojo (Fujisawa & Takeda, 2006) ter prehojeno razdaljo v danem času (Cho idr., 2004). Povezave z ostalimi testi podpirajo tudi dejstvo, da maksimalni korak ni samo meritev sposobnosti ravnotežja, ampak je odvisen tudi od funkcije spodnjega uda in funkcije trupa.

Statistično pomembno povezavo testa opazimo tudi s statičnimi testi ravnotežja ($r > 0,51$). Tudi ostale raziskave so potrdile visoko moč povezave maksimalnega koraka s časom stoje na eni nogi (Fujisawa & Takeda 2006; Goldberg idr., 2010), časom trajanja tandemske (Medell & Alexander, 2000; Cho idr., 2004) in semitandemske stoje (Cho idr., 2004). Iz tega lahko sklepamo, da gre pri nadzoru ravnotežja za podobno analogijo nadzora ravnotežja oziroma na to, da je izvedba koraka sestavljena iz stoje na eni nogi in prenosa telesne teže. Pomembno vlogo stoje na eni nogi nosi gleženj, ki je lahko nelinearna povezava med stojo na eni nogi in dinamičnim ravnotežjem (Hoch idr., 2011).

9 SKLEP

Na osnovi rezultatov naše raziskave lahko opazimo pomembne s starostjo povezane spremembe v izvajanju testov pri vseh dinamičnih testih, kar nakazuje na upad delovanja nadzornega sistema ravnotežja s starostjo. Med najbolj občutljivimi testi so FR, SEBT, dolžina koraka ter določeni parametri testa dinamičnega sledenja na podlagi vidne povratne informacije. Skupni imenovalec izbranih testov je premik in aktivni prenos telesne teže, kar nakazujejo statistično značilne povezave med testi. Vsi predstavljeni testi zahtevajo od preiskovancev aktiven, ciljno usmerjen prenos telesne teže, ki temelji predvsem na podobnih strategijah uravnavanja ravnotežja. Uravnavanje drže v a-p smeri je organizirano neodvisno od uravnavanja drže v m-l smeri, kar nakazujejo statično neznačilne oziroma šibkejše povezave med m-l in a-p parametri SEBT. Pri tem je opazno, da je vzdrževanje m-l ravnotežja pri starejših spremenjeno, kar nakazuje močnejša občutljivost m-l parametrov v primerjavi z občutljivostjo a-p parametrov. Primerjava podatkov o občutljivosti statičnih in dinamičnih parametrov ravnotežja kaže večjo občutljivost dinamičnih testov za zaznavanje poslabšanja ravnotežja pri starejših preiskovancih. Statistično značilne povezave med statičnimi in dinamični parametri ravnotežja nakazujejo, da je za izvedbo dinamične aktivnosti potrebna tudi dobra statična stabilnost ravnotežja.

Izsledki raziskav dajejo boljši vpogled v merske lastnosti obravnavanih testov ravnotežja. Podatki dajajo dodatne informacije o nadzoru ravnotežja pri izbranih testih ter pomagajo pri izbiri primernih testov za oceno ravnotežja pri starejših. Na podlagi podatkov se lahko podajo nadaljne usmeritve za obravnavo starejših.

Na rezultate uporabljenih testov dinamičnega ravnotežja lahko vplivajo številni dejavniki. Eden izmed teh dejavnikov je uporabljen strategija gibanja. S starostjo se namreč pogosto spremeni strategija gibanja, ki lahko pripelje do napačne izvedbe gibalne naloge in posledično do napačne ocene ravnotežja. Za natančnejšo analizo vpliva uporabljeni strategiji bi bila potrebna dodatna kinematicna analiza gibanja med izvedbo testov. Spremenjena strategija gibanja je lahko tudi posledica prezahtevnosti testa za sodelujočo starejšo populacijo. Prisotnost strahu pred padci lahko povzroči nezaupanje v lastno ravnotežje in posledično slabšo motivacijo za doseg čim boljšega rezultata testa. Pomankljivost študije je tudi, da je bila raziskava opravljena na vzorcu merjencev starejše populacije stanujoče v domu za ostarele. Vzorec merjencev je vključeval tako starejše z zgodovino padcev kot tudi

starejše brez padcev. Nadaljnje raziskave se lahko usmerijo v natančnejšo analizo podatkov pri starejših brez zgodovine padcev.

Potrebne so še nadaljnje, dopolnilne raziskave merskih karakteristik obravnavanih testov s strani zanesljivosti, specifičnosti in veljavnosti pri starejši populaciji. V sklopu preprečevanja padcev bi bile potrebne še nadaljnje raziskave občutljivosti testov za zgodnje odkrivanje dejavnikov tveganja za padce, ki temeljijo predvsem na primerjavi starejših preiskovancev z zgodovino padcev s starejšimi brez padcev. Obravnavani testi temeljijo na aktivnem prenosu telesne teže. Nadaljnja področja raziskovanja bi lahko bila usmerjena tudi na primerjavo občutljivosti testov za zaznavanje poslabšanja ravnotežja še pri ostalih dinamičnih ravnotežnih testih, ki temeljijo na ohranjanju ravnotežja pri delovanju zunanje motnje (gibljiva podpora podlaga, testi nenadnega sunka). Te raziskave bi podale boljši vpogled v samo izbiro testov, ki so bolj primerni za starejšo populacijo in nadaljnjo ciljno obravnavo starejših.

10 VIRI

- Allum, J. H. J. & Adkin, A. L. (2003). Improvements in trunk sway observed for stance and gait tasks during recovery from an acute unilateral peripheral vestibular deficit. *Audiology & neuro-otology*, 8 (5), 286–302.
- Allum, J. H. J., Carpenter, M. G., Honegger, F., Adkin, A. L. & Bloem, B. R. (2002). Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. *The Journal of physiology*, 542 (Pt 2), 643–663.
- Amiridis, I. G., Hatzitaki, V. & Arabatzi, F. (2003). Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*, 350 (3), 137–140.
- Andersson, C., Asztalos, L. & Mattsson, E. (2006). Six-minute walk test in adults with cerebral palsy. A study of reliability. *Clinical Rehabilitation*, 20 (6), 488–495.
- Andersson, G., Hagman, J., Talianzadeh, R., Svedberg, A. & Larsen, H. C. (2002). Effect of cognitive load on postural control. *Brain research bulletin*, 58 (1), 135–139.
- Assaiante, C. (1998). Development of locomotor balance control in healthy children. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22 (4), 527–532.
- Bartlett, D. & Birmingham, T. (2003). Validity and reliability of a pediatric reach test. *Pediatric Physical Therapy: The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 15 (2), 84–92.
- Behrman, A. L., Light, K. E., Flynn, S. M. & Thigpen, M. T. (2002). Is the functional reach test useful for identifying falls risk among individuals with Parkinson's disease? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83 (4), 538–542.
- Benaim, C., Pérennou, D. A., Villy, J., Rousseaux, M. & Pelissier, J. Y. (1999). Validation of a standardized assessment of postural control in stroke patients: the Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS). *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 30 (9), 1862–1868.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S. & Williams, J. I. (1995). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 27 (1), 27–36.
- Berg, K. (1989). Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 41, 304–311.
- 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.
- Blaszczyk, J., Lowe, D. & Hansen, P. (1994). Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait & Posture*, 2 (1), 11–17.
- Bloem, B. R., Boers, I., Cramer, M., Westendorp, R. G. & Gerschlager, W. (2001). Falls in the elderly. I. Identification of risk factors. *Wiener Klinische Wochenschrift*, 113 (10), 352–362.
- Boeer, J. Mueller, O., Krauss, I., Haupt, G. & Horstmann, T. (2010). [Reliability of a measurement technique to characterise standing properties and to quantify balance capabilities of healthy subjects on an unstable oscillatory platform (Posturomed)]. *Sportverletzung Sportschaden: Organ Der Gesellschaft Für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 24 (1), 40–45.
- Bogle Thorbahn, L. D. & Newton, R. A. (1996). Use of the Berg Balance Test to predict falls in elderly persons. *Physical Therapy*, 76 (6), 576–583; discussion 584–585.
- Botner, E. M., Miller, W. C. & Eng, J. J. (2005). Measurement properties of the Activities-specific Balance Confidence Scale among individuals with stroke. *Disability and Rehabilitation*, 27 (4), 156–163.
- Botolfsen, P., Helbostad, J. L., Moe-Nilssen, R. & Wall, J. C. (2008). Reliability and concurrent validity of the Expanded Timed Up-and-Go test in older people with

- impaired mobility. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 13 (2), 94–106.
- Brauer, S., Burns, Y. & Galley, P. (1999). Lateral reach: A clinical measure of medio-lateral postural stability. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 4 (2), 81–88.
- Brauer, S., Burns, Y. & Galley, P. (1999). Lateral reach: a clinical measure of medio-lateral postural stability. *Physiotherapy Research International*, 4 (2), 81–88.
- Broadstone, B. J., Westcott, S. L. & Deitz, J. C. (1993). Test-retest reliability of two tiltboard tests in children. *Physical Therapy*, 73 (9), 618–625.
- Broglio, S. P., Sosnoff, J. J., Rosengren, K. S. & McShane, K. (2009). A comparison of balance performance: computerized dynamic posturography and a random motion platform. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90 (1), 145–150.
- Brouwer, B., Culham, E. G., Liston, R. A. & Grant, T. (1998). Normal variability of postural measures: implications for the reliability of relative balance performance outcomes. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 30 (3), 131–137.
- Browne, J. & O'Hare, N. (2001). Review of the Different Methods for Assessing Standing Balance. *Physiotherapy*, 87 (9), 489–495.
- Carter, N. D., Kannus, P. & Khan, K. M. (2001). Exercise in the prevention of falls in older people: a systematic literature review examining the rationale and the evidence. *Sports Medicine (Auckland, N. Z.)*, 31 (6), 427–438.
- Cattaneo, D., Jonsdottir, J. & Repetti, S. (2007). Reliability of four scales on balance disorders in persons with multiple sclerosis. *Disability and Rehabilitation*, 29 (24), 1920–1925.
- Cattaneo, D., Regola, A. & Meotti, M. (2006). Validity of six balance disorders scales in persons with multiple sclerosis. *Disability and Rehabilitation*, 28 (12), 789–795.
- Cho, B., Scarpace, D. & Alexander, Neil B. (2004). Tests of stepping as indicators of mobility, balance, and fall risk in balance-impaired older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52 (7), 1168–1173.
- Chou, C. Y., Chien, C. W., Hsueh, I. P., Sheu, C. F., Wang, C. H. & Hsieh, C. L. (2006). Developing a short form of the Berg Balance Scale for people with stroke. *Physical Therapy*, 86 (2), 195–204.
- Chou, L. S., Kaufman, K. R., Hahn, M. E. & Brey, R. H. (2003). Medio-lateral motion of the center of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. *Gait & Posture*, 18 (3), 125–133.
- Cipriany-Dacko, L. M., Innerst, D., Johannsen, J. & Rude V. (1997). Interrater reliability of the Tinetti Balance Scores in novice and experienced physical therapy clinicians. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78 (10), 1160–1164.
- Clark, S. & Rose, D. J. (2001). Evaluation of dynamic balance among community-dwelling older adult fallers: a generalizability study of the limits of stability test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82 (4), 468–474.
- Clark, S., Rose, D. J. & Fujimoto, K. (1997). Generalizability of the limits of stability test in the evaluation of dynamic balance among older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78 (10), 1078–1084.
- Clark, S. & Rose, D. (2001). Evaluation of dynamic balance among community-dwelling older adult fallers: A generalizability study of the limits of stability test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82 (4), 468–474.
- Conradsson, M., Lundin-Olsson, L., Lindelöf, N., Littbrand, H., Malmqvist, L., Gustafson, Y. & Rosendahl, E. (2007). Berg balance scale: intrarater test-retest reliability among older people dependent in activities of daily living and living in residential care facilities. *Physical Therapy*, 87 (9), 1155–1163.

- Day, B. L., Steiger, M. J., Thompson, P. D. & Marsden, C. D. (1993). Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *The Journal of Physiology*, 469, 479–499.
- Demura, S., Sohee, S. & Yamaji, S. (2008). Sex and age differences of relationships among stepping parameters for evaluating dynamic balance in the elderly. *Journal of Physiological Anthropology*, 27 (4), 207–215.
- DePasquale, L. & Toscano, L. (2009). The Spring Scale Test: a reliable and valid tool for explaining fall history. *Journal of Geriatric Physical Therapy* (2001), 32 (4), 159–167.
- Deschenes, M. R. (2004). Effects of aging on muscle fibre type and size. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, 34 (12), 809–824.
- Dite, W. & Temple, V. A. (2002). A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83 (11), 1566–1571.
- Dodd, K., Hill, K., Haas, R., Luke, C. & Millard, S. (2003). Retest reliability of dynamic balance during standing in older people after surgical treatment of hip fracture. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 8 (2), 93–100.
- Duarte, M. & Zatsiorsky, V. M. (2002). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale*, 146 (1), 60–69.
- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J. & Studenski, S. (1990). Functional reach: a new clinical measure of balance. *Journal of Gerontology*, 45 (6), M192–197.
- Duncan, P. W., Studenski, S., Chandler, J. & Prescott, B. (1992). Functional reach: predictive validity in a sample of elderly male veterans. *Journal of Gerontology*, 47 (3), M93–98.
- Echaute, C., Vaes, P., Duquet, W. & Van Gheluwe, B. (2007). Test-retest reliability of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. *Journal of Athletic Training*, 42 (1), 60–65.
- Echaute, C., Vaes, P. & Duquet, W. (2008). Functional performance deficits in patients with CAI: validity of the multiple hop test. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 18 (2), 124–129.
- Echaute, C., Vaes, P. & Duquet, W. (2009). The dynamic postural control is impaired in patients with chronic ankle instability: reliability and validity of the multiple hop test. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 19 (2), 107–114.
- Eggermont, L. H., Gavett, B. E., Volkers, K. M., Blankevoort, C. G., Scherder, E. J., Jefferson, A. L., Steinberg, E., Nair, A., Green, R. C. & Stern, R. A. (2010). Lower-Extremity Function in Cognitively Healthy Aging, Mild Cognitive Impairment, and Alzheimer's Disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91 (4), 584–588.
- Eisen, T. C., Danoff, J. V., Leone, J. E. & Miller, T. A. (2010). The effects of multiaxial and uniaxial unstable surface balance training in college athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research/National Strength & Conditioning Association*, 24 (7), 1740–1745.
- Eng, J. J. & Chu, K. S. (2002). Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83 (8), 1138–1144.
- Ezenwa, B. & Burns, E. (2008). Unintentional balance destabilization system reliability studies. *Conference Proceedings XXX. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (str. 4154–4157). Vancouver: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.

- Faggiano, P., D'Aloia, A., Gualeni, A., Brentana, L. & Dei Cas, L. (2004). The 6 minute walking test in chronic heart failure: indications, interpretation and limitations from a review of the literature. *European Journal of Heart Failure*, 6 (6), 687–691.
- Filipa, A., Byrnes, R., Paterno, M. V., Myer, G. D. & Hewett, T. E. (2010). Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40 (9), 551–558.
- Fishman, M. N., Colby, L. A., Sachs, L. A. & Nichols, D. S. (1997). Comparison of upper-extremity balance tasks and force platform testing in persons with hemiparesis. *Physical therapy*, 77 (10), 1052–1062.
- Fitts, S. S. & Guthrie, M. R., (1995). Six-minute walk by people with chronic renal failure. Assessment of effort by perceived exertion. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation/Association of Academic Physiatrists*, 74 (1), 54–58.
- Franjoine, M. R., Gunther, J. S. & Taylor, M. J. (2003). Pediatric balance scale: a modified version of the berg balance scale for the school-age child with mild to moderate motor impairment. *Pediatric Physical Therapy: The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 15 (2), 114–128.
- Frank, J. S. & Earl, M. (1990). Coordination of posture and movement. *Physical therapy*, 70 (12), 855–863.
- Fujisawa, H. & Takeda, R. (2006). A new clinical test of dynamic standing balance in the frontal plane: the side-step test. *Clinical Rehabilitation*, 20 (4), 340–346.
- Goldberg, A., Schepens, S. & Wallace, M. (2010). Concurrent validity and reliability of the maximum step length test in older adults. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 33 (3), 122–127.
- Greenspan, S. L., Myers, E. R., Kiel, D. P., Parker, R. A., Hayes, W. C. & Resnick, N. M. (1998). Fall direction, bone mineral density, and function: risk factors for hip fracture in frail nursing home elderly. *The American Journal of Medicine*, 104 (6), 539–545.
- Gribble, P., Hertel, J. & Denegar, C. (2007). Chronic Ankle Instability and Fatigue Create Proximal Joint Alterations during Performance of the Star Excursion Balance Test. *International Journal of Sports Medicine*, 28 (3), 236–242.
- Gribble, P. A. & Hertel, J. (2003). Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7, 89–100.
- Gribble, P. A., Tucker, W. S. & White, P. A. (2007). Time-of-day influences on static and dynamic postural control. *Journal of Athletic Training*, 42 (1), 35–41.
- Gribble, P. A., Hertel, J., Denegar, C. R. & Buckley, W. E. (2004). The Effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control. *Journal of Athletic Training*, 39 (4), 321–329.
- Haines, T., Kuys, S. S., Morrison, G., Clarke, J., Bew, P. & McPhail, S. (2007). Development and validation of the balance outcome measure for elder rehabilitation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88 (12), 1614–1621.
- Hauer, K., Pfisterer, M., Weber, C., Wezler, N., Kliegel, M. & Oster, P. (2003). Cognitive impairment decreases postural control during dual tasks in geriatric patients with a history of severe falls. *Journal of the American Geriatrics Society*, 51 (11), 1638–1644.
- Henriksson, M. & Hirschfeld, H. (2005). Physically active older adults display alterations in gait initiation. *Gait & posture* 21 (3), 289–296.
- Herrington, L., Hatcher, J., Hatcher, A. & McNicholas, M. (2009). A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *The Knee*, 16 (2), 149–152.

- Hertel, J., Braham, R. A., Hale, S. A. & Olmsted-Kramer, L. C. (2006). Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36 (3), 131–137.
- Hill, K. D. (1996). A New Test of Dynamic Standing Balance for Stroke Patients: Reliability, Validity and Comparison with Healthy Elderly. *Physiotherapy Canada*, 48, 257–262.
- Hoch, M. C., Staton, G. S. & McKeon, P. O. (2011). Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14 (1), 90–92.
- Holbein-Jenny, M. A., Billek-Sawhney, B., Beckman, E. & Smith T. (2005). Balance in personal care home residents: a comparison of the Berg Balance Scale, the Multi-Directional Reach Test, and the Activities-Specific Balance Confidence Scale. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 28 (2), 48–53.
- Holden, M. K., Gill, K. M., Magliozi, M. R., Nathan, J. & Piehl-Baker, L. (1984). Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. *Physical Therapy*, 64 (1), 35–40.
- Horak, F. B. (1987). Clinical measurement of postural control in adults. *Physical Therapy*, 67 (12), 1881–1885.
- Horak, F. B., Shupert, C.L. & Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiology of Aging*, 10 (6), 727–738.
- Horak, F. B., Henry, S.M. & Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, 77 (5), 517–533.
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and ageing*, 35 Suppl 2, ii7–ii11.
- Horak, F. B., Wrisley, D. M. & Frank, J. (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical Therapy*, 89 (5), 484–498.
- Hrysomallis, C., McLaughlin, P. & Goodman, C. (2006). Relationship between static and dynamic balance tests among elite Australian Footballers. *Journal of Science and Medicine in Sport/Sports Medicine Australia*, 9 (4), 288–291.
- Ingemarsson, A. H., Frändin, K., Hellström, K. & Rundgren, A. (2000). Balance function and fall-related efficacy in patients with newly operated hip fracture. *Clinical rehabilitation*, 14 (5), 497–505.
- 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 (1), 8.
- Jonsdottir, J. & Cattaneo, D. (2007). Reliability and Validity of the Dynamic Gait Index in Persons With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88 (11), 1410–1415.
- Jonsson, E., Henriksson, M. & Hirschfeld, H. (2003). Does the functional reach test reflect stability limits in elderly people? *Journal of rehabilitation medicine: official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 35 (1), 26–30.
- 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.
- Kage, H., Okuda, M., Nakamura, I., Kunitsugu, I., Sugiyama, S. & Hobara, T. (2009). Measuring methods for functional reach test: comparison of 1-arm reach and 2-arm reach. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90 (12), 2103–2107.
- Kandel, E., Schwartz, J. & Jessell, T. (2000). *Principles of neural science*. (4nd ed.) New York: McGraw-Hill.

- Kannus, P., Sievänen, H., Palvanen, M., Järvinen, T. & Parkkari, J. (2005). Prevention of falls and consequent injuries in elderly people. *Lancet*, 366 (9500), 1885–1893.
- Katz-Leurer, M., Fisher, I., Neeb, M., Schwartz, I. & Carmeli, E. (2009). Reliability and validity of the modified functional reach test at the sub-acute stage post-stroke. *Disability and Rehabilitation*, 31 (3), 243–248.
- Kervio, G., Carre, F. & Ville, N. S. (2003). Reliability and intensity of the six-minute walk test in healthy elderly subjects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35 (1), 169–174.
- King, S., Wessel, J., Bhamhani, Y., Maikala, R., Sholter, D. & Maksymowych, W. (1999). Validity and reliability of the 6 minute walk in persons with fibromyalgia. *The Journal of Rheumatology*, 26 (10), 2233–2237.
- Kinzey, S. J. & Armstrong, C. W. (1998). The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27 (5), 356–360.
- Kuo, A. D. (2005). An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance. *Journal of Neural Engineering*, 2(3), S235–249.
- Leddy, A. L., Crowner, B. E. & Earhart, G. M. (2011). Functional gait assessment and balance evaluation system test: reliability, validity, sensitivity, and specificity for identifying individuals with Parkinson disease who fall. *Physical Therapy*, 91 (1), 102–113.
- Legters, K., Whitney, S. L., Porter, R. & Buczak, F. (2005). The relationship between the Activities-specific Balance Confidence Scale and the Dynamic Gait Index in peripheral vestibular dysfunction. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 10 (1), 10–22.
- Li, A. M., Yin, J., Yu, C. C., Tsang, T., So, H. K., Wong, E., Chan, D., Hon, E. K. & Sung, R. (2005). The six-minute walk test in healthy children: reliability and validity. *The European Respiratory Journal: Official Journal of the European Society for Clinical Respiratory Physiology*, 25 (6), 1057–1060.
- Liao, C.-F. & Lin, S.-I. (2008). Effects of different movement strategies on forward reach distance. *Gait & Posture*, 28 (1), 16–23.
- Lin, M. R., Hwang, H. F., Hu, M. H., Wu, H. D., Wang, Y. W. & Huang, F. C. (2004). Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52 (8), 1343–1348.
- Lin, S. J. & Bose, N. H. (2008). Six-minute walk test in persons with transtibial amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89 (12), 2354–2359.
- Lindemann, U., Lundin-Olsson, L., Hauer, K., Wengert, M., Becker, C. & Pfeiffer, K. (2008). Maximum step length as a potential screening tool for falls in non-disabled older adults living in the community. *Aging clinical and experimental research*, 20 (5), 394–399.
- Liston, R. A. & Brouwer, B. J. (1996). Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77 (5), 425–430.
- Liu-Ambrose, T. Y., Ashe, M. C., Graf, P., Beattie, B. L. & Khan, K. M. (2008). Increased risk of falling in older community-dwelling women with mild cognitive impairment. *Physical therapy*, 88(12), 1482–1491.
- Lombardi, R., Buizza, A., Gandolfi, R., Vignarelli, C., Guaita, A. & Panella L. (2001). Measurement on Tinetti test: instrumentation and procedures. *Technology and Health Care: Official Journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 9 (5), 403–415.

- Lynch, S. M., Leahy, P. & Barker, S. P. (1998). Reliability of measurements obtained with a modified functional reach test in subjects with spinal cord injury. *Physical Therapy*, 78 (2), 128–133.
- Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *Journal of the American Geriatrics Society*, 45 (3), 313–320.
- 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), M270–277.
- 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), M72–84.
- Mao, H. F., Hsueh, I. P., Tang, P. F., Sheu, C. F. & Hsieh, C. L. (2002). Analysis and comparison of the psychometric properties of three balance measures for stroke patients. *Stroke; a Journal of Cerebral Circulation*, 33 (4), 1022–1027.
- Mathias, S., Nayak, U. S. & Isaacs, B. (1986). Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67 (6), 387–389.
- McConvey, J. & Bennett, S. E. (2005). Reliability of the Dynamic Gait Index in individuals with multiple sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86 (1), 130–133.
- McKeon, P. O., Ingersoll, C. D., Kerrigan, D. C., Saliba, E., Bennett, B. C. & Hertel, J. (2008). Balance training improves function and postural control in those with chronic ankle instability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40 (10), 1810–1819.
- Medell, J. L. & Alexander, N. B. (2000). A Clinical Measure of Maximal and Rapid Stepping in Older Women. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 55 (8), M429–M433.
- Melzer, I., Benjuya, N. & Kaplanski, J. (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing*, 33 (6), 602–607.
- Melzer, I., Shtilman, I., Rosenblatt, N. & Oddsson, L. I. (2007). Reliability of voluntary step execution behavior under single and dual task conditions. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 4, 16.
- Melzer, I. & Oddsson, L. I. E. (2004). The Effect of a Cognitive Task on Voluntary Step Execution in Healthy Elderly and Young Individuals. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52 (8), 1255–1262.
- Meretta, B. M., Whitney, S. L., Marchetti, G. F., Sparto, P. J. & Muirhead, R. J. (2006). The five times sit to stand test: responsiveness to change and concurrent validity in adults undergoing vestibular rehabilitation. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, 16 (4-5), 233–243.
- Mergner, T., Maurer, C. & Peterka, R. J. (2003). A multisensory posture control model of human upright stance. *Progress in brain research*, 142, 189–201.
- Miller, W. (2003). Psychometric properties of the Activities-specific Balance Confidence scale among individuals with a lower-limb amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84 (5), 656–661.
- Mittelstaedt, H. (1996). Somatic graviception. *Biological Psychology*, 42(1-2), 53–74.
- Miyamoto, K., Takebayashi, H., Takimoto, K., Miyamoto, S., Morioka, S. & Yagi, F. (2008). A new simple performance test focused on agility in elderly people: The Ten Step Test. *Gerontology*, 54 (6), 365–372.
- Mong, Y., Teo, T. W. & Ng, S. S. (2010). 5-repetition sit-to-stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91 (3), 407–413.
- Munro, A. G. & Herrington, L. C. (2010). Between-session reliability of the star excursion balance test. *Physical Therapy in Sport: Official Journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 11 (4), 128–132.

- Newstead, A. H., Hinman, M. R. & Tomberlin, J. A. (2005). Reliability of the Berg Balance Scale and balance master limits of stability tests for individuals with brain injury. *Journal of Neurologic Physical Therapy: JNPT*, 29 (1), 18–23.
- Newton, R. A. (2001). Validity of the multi-directional reach test: a practical measure for limits of stability in older adults. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 56 (4), M248–252.
- Ng, S. S. & Hui-Chan, C. W. (2005). The timed up & go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86 (8), 1641–1647.
- Nitz, J. C., Choy, N. L. L. & Isles, R. C. (2003). Medial-lateral postural stability in community-dwelling women over 40 years of age. *Clinical Rehabilitation*, 17 (7), 765–767.
- Niznik, T., Turner, D. & Worrell, T. (1996). Functional Reach as a Measurement of Balance for Children with Lower Extremity Spasticity. *Physical & Occupational Therapy In Pediatrics*, 15 (3), 1–16.
- Norris, B. & Trudelle-Jackson, E. (2011). Hip- and thigh-muscle activation during the star excursion balance test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 20 (4), 428–441.
- O'Sullivan, S. B., Schmitz, T. J. & O'Sullivan, S. B. (2001). *Physical rehabilitation: assessment and treatment*, Philadelphia: F.A. Davis.
- Olmsted, L. C., Garcia, C. R., Hertel, J. & Shultz, S. J. (2002). Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*, 37 (4), 501–506.
- Panjan, A., Supej, M. & Šarabon, N. (2011). Development of the skiing specific dynamic balance test. *Proceedings Book. International Scientific Conference exercise and quality of life (pp. 413-418)*. Novi Sad: Old Commerce.
- Paulus, W. M., Straube, A. & Brandt, T. (1984). Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain: A Journal of Neurology*, 107 (Pt 4), 1143–1163.
- Peterka, R. J. (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of neurophysiology*, 88 (3), 1097–1118.
- Petree Gabriel, K. K., Rankin, R. L., Lee, C., Charlton, M. E., Swan, P. D. & Ainsworth, B. E. (2010). Test-retest reliability and validity of the 400-meter walk test in healthy, middle-aged women. *Journal of Physical Activity & Health*, 7 (5), 649–657.
- Pijnappels, M., Delbaere, K., Sturnieks, D. L. & Lord, S. R. (2010). The association between choice stepping reaction time and falls in older adults--a path analysis model. *Age and Ageing*, 39 (1), 99–104.
- Plisky, P. J., Rauh, M. J., Kaminski, T. W., & Underwood, F. B. (2006). Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36 (12), 911–919.
- Podsiadlo, D. & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39 (2), 142–148.
- Poljšak, B. & Lampe, T. (2011). Posledice staranja: vzroki, posledice in ukrepi. *Zbornik predavanj. Posvetovanje Aktivno in zdravo staranje (str. 1-7)*. Ljubljana: Zdravstvena fakulteta.
- Punakallio, A. (2004). Trial-to-trial reproducibility and test-retest stability of two dynamic balance tests among male firefighters. *International Journal of Sports Medicine*, 25 (3), 163–169.
- Riemann, B. L. & Lephart, S. M. (2002a). The sensorimotor system, Part I: the physiologic basis of functional joint stability. *Journal of athletic training*, 37 (1), 71–79.

- Riemann, B. L. & Lephart, S. M. (2002b). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of athletic training*, 37 (1), 80–84.
- Robinson, R. H. & Gribble, P. A. (2008a). Kinematic predictors of performance on the Star Excursion Balance Test. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17 (4), 347–357.
- Robinson, R. H. & Gribble, P. A. (2008b). Support for a Reduction in the Number of Trials Needed for the Star Excursion Balance Test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89 (2), 364–370.
- Rose, Debra J., Lucchese, N. & Wiersma, L. D. (2006). Development of a multidimensional balance scale for use with functionally independent older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87 (11), 1478–1485.
- Rubenstein, L. Z. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*, 35 (2), ii37–ii41.
- Rugelj, D., Tomšič, M. & Sevšek, F. (2011). Evalvacija osemmesečne v ravnotežje usmerjene vadbe aktivnih starostnikov. *Zbornik predavanj. Posvetovanje Aktivno in zdravo staranje* (str. 61-75). Ljubljana: Zdravstvena fakulteta.
- Salarian, A., Horak, F. B., Zampieri, C., Carlson-Kuhta, P., Nutt, J. G. & Aminian, K. (2010). iTUG, a sensitive and reliable measure of mobility. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 18 (3), 303–310.
- Sanford, J., Moreland, J., Swanson, L. R., Stratford, P. W. & Gowland, C. (1993). Reliability of the Fugl-Meyer assessment for testing motor performance in patients following stroke. *Physical therapy*, 73 (7), 447–454.
- Sarabon, N., Mlaker, B. & Markovic, G. (2010). A novel tool for the assessment of dynamic balance in healthy individuals. *Gait & Posture*, 31 (2), 261–264.
- Schiappati, M., Hugon, M., Grasso, M., Nardone, A. & Galante, M. (1994). The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 93 (4), 286–298.
- Schrager, M. A., Kelly, V. E., Price, R., Ferrucci, L. & Shumway-Cook, A. (2008). The effects of age on medio-lateral stability during normal and narrow base walking. *Gait & Posture*, 28 (3), 466–471.
- Schulz, B. W., Ashton-Miller, J. A. & Alexander, N. B. (2007). Maximum step length: relationships to age and knee and hip extensor capacities. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22 (6), 689–696.
- Sherrington, C. & Lord, Stephen R. (2005). Reliability of simple portable tests of physical performance in older people after hip fracture. *Clinical Rehabilitation*, 19 (5), 496–504.
- 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.
- 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.
- Skinner, H. B., Barrack, R. L. & Cook, S. D. (1984). Age-related decline in proprioception. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (184), 208–211.
- Smithson, F., Morris, M.E. & Iansek, R. (1998). Performance on clinical tests of balance in Parkinson's disease. *Physical therapy*, 78 (6), 577–592.
- St George, R. J., Fitzpatrick, R. C., Rogers, M. W. & Lord, S. R. (2007). Choice stepping response and transfer times: effects of age, fall risk, and secondary tasks. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 62 (5), 537–542.
- Sterke, C. S., Huisman, S. L., van Beeck, E. F., Loosman, C. W. & van der Cammen, T. J. (2010). Is the Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) a

- feasible and valid predictor of short-term fall risk in nursing home residents with dementia? *International Psychogeriatrics/IPA*, 22 (2), 254–263.
- Stevens, J. A. (2006). Fatalities and injuries from falls among older adults – United States, 1993–2003 and 2001–2005. *Morbidity and Mortality Weekly Report*, 55 (45), 1221–1224.
- Stevenson, T. J. (2001). Detecting change in patients with stroke using the Berg Balance Scale. *The Australian Journal of Physiotherapy*, 47 (1), 29–38.
- Swanenburg, J., de Bruin, E. D., Uebelhart, D. & Mulder, T. (2009). Compromising postural balance in the elderly. *Gerontology*, 55 (3), 353–360.
- Takahashi, T., Ishida, K., Yamamoto, H., Takata, J., Nishinaga, M., Doi, Y & Yamamoto, H. (2006). Modification of the functional reach test: analysis of lateral and anterior functional reach in community-dwelling older people. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 42 (2), 167–173.
- Thelen, D. G., Wojcik, L. A., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. & Alexander, N.B. (1997). Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 52 (1), M8–13.
- Tinetti, M. E. (2003). Clinical practice. Preventing falls in elderly persons. *The New England Journal of Medicine*, 348 (1), 42–49.
- Viton, J. M., Atlani, L., Mesure, S., Massion, J., Franceschi, J. P., Delarque, A. & Bardot, A. (1999). Reorganization of equilibrium and movement control strategies in patients with knee arthritis. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 31 (1), 43–48.
- Viton, J. M., Atlani, L., Mesure, S., Franceschi, J. P., Massion, J., Delarque, A. & Bardot, A. (2002). Reorganization of equilibrium and movement control strategies after total knee arthroplasty. *Journal of Rehabilitation Medicine: Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 34 (1), 12–19.
- Voermans, N. C., Snijders, A. H., Schoon, Y. & Bloem, B. R. (2007). Why old people fall (and how to stop them). *Practical Neurology*, 7 (3), 158–171.
- Walker, M. L., Austin, A. G., Banke, G. M., Foxx, S. R., Gaetano, L., Gardner, L. A., McElhiney, J., Morris, K. & Penn, L. (2007). Reference group data for the functional gait assessment. *Physical Therapy*, 87 (11), 1468–1477.
- Wall, J. C., Bell, C., Campbell, S. & Davis, J. (2000). The Timed Get-up-and-Go test revisited: measurement of the component tasks. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37 (1), 109–113.
- Walther, L. E. & Westhofen, M. (2007). Presbyvertigo-aging of otoconia and vestibular sensory cells. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, 17 (2-3), 89–92.
- Weeks, D. L., Forget, R., Mouchino, L., Gravel, D. & Bourbonnais, D. (2003). Interaction between attention demanding motor and cognitive tasks and static postural stability. *Gerontology*, 49 (4), 225–232.
- Weiner, D. K., Bongiorni, D. R., Studenski, S. A., Duncan, P. W. & Kochersberger, G. G. (1993). Does functional reach improve with rehabilitation? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 74 (8), 796–800.
- Weiner, D. K., Duncan, P. W., Chandler, J. & Studenski, S. A. (1992). Functional reach: a marker of physical frailty. *Journal of the American Geriatrics Society*, 40 (3), 203–207.
- Wernick-Robinson, M., Krebs, D. E. & Giorgetti, M. M. (1999). Functional reach: does it really measure dynamic balance? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80 (3), 262–269.
- Whitney, S. L., Hudak, M. T. & Marchetti, G. F. (2000). The dynamic gait index relates to self-reported fall history in individuals with vestibular dysfunction. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, 10 (2), 99–105.

- Whitney, S. L., Marchetti, G. F., Schade, A. & Wrisley, D. M. (2004). The sensitivity and specificity of the Timed "Up & Go" and the Dynamic Gait Index for self-reported falls in persons with vestibular disorders. *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*, 14 (5), 397–409.
- Whitney, S. L., Wrisley, D. M., Marchetti, G. F., Gee, M. A., Redfern, M. S. & Furman, J. M. (2005). Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Physical Therapy*, 85 (10), 1034–1045.
- Whitney, S. L., Marchetti, G. F., Morris, L. O. & Sparto, P. J. (2007). The reliability and validity of the Four Square Step Test for people with balance deficits secondary to a vestibular disorder. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88 (1), 99–104.
- Winter, D. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3 (4), 193–214.
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C. & Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of neurophysiology*, 75 (6), 2334–2343.
- Winter, D. A., Patla, A. E. & Frank, J. S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress Through Technology*, 16 (1-2), 31–51.
- Woollacott, M. H., Shumway-Cook, A. & Nashner, L. M. (1986). Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. *International journal of aging & human development*, 23 (2), 97–114.
- Woollacott, M. & Shumway-Cook, A. (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & Posture*, 16 (1), 1–14.
- Wrisley, D. M., Marchetti, G. F., Kuharsky, D. K. & Whitney, S. L. (2004). Reliability, internal consistency, and validity of data obtained with the functional gait assessment. *Physical Therapy*, 84 (10), 906–918.
- Yelnik, A. & Bonan, I. (2008). Clinical tools for assessing balance disorders. *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology*, 38 (6), 439–445.

PRILOGE

KAZALO PRILOG

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---|
| Priloga 1: Pojasnila preiskovancu in izjava o prostovoljnem sodelovanju v raziskavi..... | 1 |
| Priloga 2: Dovoljenje etične komisije..... | 3 |
| Priloga 3: Merske lastnosti testov funkcionalnega (FD), lateralnega (LR), večsmernega (MDRT) dosega z roko in testa dosega z nogo (SEBT) | 4 |
| Priloga 4: Merske lastnosti testov prenosa telesne teže proti meji podporne podlage | 5 |
| Priloga 5: Merske lastnosti testov zunanje motnje na telo..... | 6 |
| Priloga 6: Merske lastnosti testov koraka | 7 |
| Priloga 7: Merske lastnosti testov hoje | 8 |
| Priloga 8: Merske lastnosti ravnotežnih skal | 9 |

Priloga 1: Pojasnila preiskovancu in izjava o prostovoljnem sodelovanju v raziskavi

POJASNILA PREISKOVANCU

Vabljeni ste k sodelovanju v raziskavi z naslovom »Občutljivost testov dinamičnega ravnotežja za zaznavanje razlik v ravnotežju med mlajšimi in starejšimi osebami«. Raziskava bo izvedena v prostorih Doma upokojencev Kranj. Z njo želimo analizirati več statičnih in dinamičnih parametrov ravnotežja in prepoznati tiste parametre, ki so najbolj občutljivi za zaznavanje razlike med dvema ciljnima skupinama odraslih (20-30 let in 65 in več). V raziskavo vabimo posamezni stare 65 let in več. Delo bo potekalo v pogojih, ki minimizirajo tveganje poškodb. Ob morebitni potrebi po zdravstveni oskrbi bo na voljo medicinsko osebje in domski zdravnik dr. med. Darja Vreček. Testiranje bo sestavljeno iz testov dinamičnega in statičnega ravnotežja (vsak test bo trajal 30 sekund in bo ponavljen 3-krat) ter iz kratkega vprašalnika, s katerim bodo pridobljeni podatki o zgodovini padcev ter o spremljajočih boleznih. To raziskavo je pregledala in odobrila Komisija republike Slovenije za medicinsko etiko.

Preiskovanci ne dobijo plačila za sodelovanje v raziskavi in tudi nimajo neposredne koristi od tega. Udeležba je prostovoljna in omogoča, da ugotovimo, kako se človeško telo odzove v različnih ravnotežnih situacijah, kateri mehanizmi so za te spremembe odgovorni, ter pomaga razumeti in dopolniti ustrezno funkcionalno obravnavo starejših za izboljšanje ravnotežne funkcije in s tem pomoči k preprečevanju padcev ter povečanju samostojnosti starejših.

Vsi podatki, ki bodo pridobljeni z meritvami, bodo obravnavani kot strogo zaupni in uporabljeni samo za analizo in statistično obdelavo. Rezultati raziskave bodo objavljeni v poročilih, znanstvenih revijah, na konferencah ipd. z upoštevanjem anonimnosti preiskovancev. Izmerjene vrednosti se bodo uporabile izključno v znanstvene namene. S temi rezultati bo vidna povratna informacija o stanju preiskovancev, podane bodo smernice za izboljšanje stanja in obravnave starejših. Na vašo željo bodo rezultati predstavljeni tudi vašim oskrbovancem in fizioterapeutom.

Sodelovanje v omenjeni raziskavi je povsem prostovoljno in lahko v katerikoli fazi testiranja odstopite od testiranja ter prekinete sodelovanje, brez kakšnih koli posledic.

Za sodelovanje se vam iskreno zahvaljujemo.

PRIVOLITEV PREISKOVANCA K SODELOVANJU PRI RAZISKOVALNI NALOGI

Podpisani _____ (ime in priimek) potrjujem, da sem bil seznanjen z namenom in postopkom testiranja v raziskavi. Na voljo so mi bila, poleg pismenih, tudi vsa dodatna pojasnila, ki sem jih zahteval v zvezi s potekom testiranja in na koncu mi je bil tudi izročen ta obrazec o privolitvi v sodelovanje pri testiranju.

Omogočeno mi je bilo, da sem dobil odgovore na vsa vprašanja v zvezi s poskusom. Pojasnjeno mi je bilo, da lahko sodelovanje prekinem kadarkoli, ne da bi bil za to materialno ali kako drugače odgovoren.

Posredovane informacije v celoti sprejemam in se strinjam s sodelovanjem pri testiranju.

Datum in podpis:

Priloga 2: Dovoljenje etične komisije



KOMISIJA REPUBLIKE SLOVENIJE ZA MEDICINSKO ETIKO

Doc. dr. Nejc Šarabon, dipl. fiziot., prof. šp. vzd.
Modre tehnologije d. o. o.
Jarška cesta 10a, 1000 Ljubljana

Štev.: 124/01/10
Datum: 20. 3. 2010

Spoštovani gospod doc. dr. Šarabon,

Komisiji za medicinsko etiko (KME) ste 11. 1. 2010 poslali prošnjo za oceno načrta raziskave:

"Analitične študije statičnega in dinamičnega ravnotežja pri človeku."

Komisija za medicinsko etiko je ocenila, da je raziskava etično sprejemljiva, in Vam s tem izdaja svoje soglasje.¹

S spoštovanjem in lepimi pozdravi,

V imenu Komisije za medicinsko etiko:

prof. dr. Jože Trontelj

¹ Opravičujemo se za pozen odgovor.

Priloga 3: Merske lastnosti testov funkcionalnega (FD), lateralnega (LR), večsmernega (MDRT) dosega z roko in testa dosega z nogo (SEBT)

| Test | Participant | | Reliability | | | | Validity | | Specificity/sensitivity | |
|------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------|--|
| | Healthy | Patient | Inter-session | Intra-session | Inter-rater | Intra-rater | Correlation (r) | Effect (r) | Predictive power | |
| FD | Children, ¹ young adults, ² middle age adults, ² elderly. ^{2,3,4,5} | Children with Cerebral palsy, ¹ young adults with spinal cord injuries, ^{6*} middle age adults with Parkinson's disease ⁷ and with ischemic stroke, ^{5*} elderly after hip fracture ⁸ | <u>Amplitude CoP</u> (ICCa = 0,52; CV = 7,5) ² <u>Electronic measure distance</u> (ICCa = 0,81; CV = 4,4) ² <u>Meter measure distance</u> (ICCs = 0,89–0,97, ^{5,8} CI = 0,77–0,99, ^{5,8} effect size = 0,60, ⁵ ICCa = 0,92, ² CV = 2,5 ²) | <u>Meter measure distance</u> (ICCa = 0,85–0,94 ^b) | <u>Meter measure distance</u> (ICCs _{sum} = 0,86–0,98 ^{2,1} ; CI = 0,56–0,96 ¹) | <u>Meter measure distance</u> (ICCs _{sum} = 0,54–0,88 ¹) | <u>Amplitude CoP</u> (0,60–0,72 ^{2,3}), electronic forward reach (0,69 ²), limit of stability forward-backward (0,50 ⁵ –0,77 ¹), lateral reach (ICC = 0,32; CI = 0,22–0,41) ⁴ , functional independence measures (0,45–0,49) ⁵ , stroke activity scale (0,45) ⁵ | Age, ^{2,1} anthropometric properties, ² trunk rotation angle, shoulder protraction ³ | Identifying falls risk ⁷ | |
| LR | Children, ¹ middle age adults ⁹ , elderly ^{4,5,9,10} | Children with Cerebral palsy ¹ Middle age adults with ischemic stroke ⁵ | <u>Meter measure distance</u> (ICCs = 0,90–0,97, CI = 0,86–0,98, effect size = 0,57, ⁵ ICCa = 0,99 ¹⁰) 3-D measure distance (ICCa = 0,943 ¹⁰) | <u>Meter measure distance</u> (ICC = 0,90, CI = 0,89–0,96 ¹) | <u>Meter measure distance</u> (ICCs _{sum} = 0,88–0,94 ¹ ; CI = 0,60–0,99 ¹) | | Limit of stability in lateral direction (0,33–0,56) ^{1,5,10} , 3D measure distance in lateral direction (0,65 ¹⁰) | Age, ^{9,10} anthropometric properties ¹⁰ | | |
| MDRT | Elderly ^{11,12} | | <u>Meter measure distance Forward</u> (ICCa = 0,75 ¹²), <u>lateral</u> (ICCa = 0,66–0,83 ¹²), <u>backward</u> (ICCa = 0,71 ¹²) | <u>Meter measure distance Forward</u> (ICC = 0,92, t-test (p) > 0,05, effect size = 0,09) ¹¹ , <u>lateral</u> (ICC = 0,93–0,95, t-test (p) < 0,05, effect size = 0,18–0,21) ¹¹ , <u>backward</u> (ICCa = 0,96 ¹²) | <u>Meter measure distance Forward</u> (ICCa = 0,98 ¹²), <u>lateral</u> (ICCa = 0,91–0,94 ¹²), <u>backward</u> (ICCa = 0,96 ¹²) | Berg balance test (0,36–0,48 ¹¹ ; 0,53–0,78 ¹²), timed up and go ((-0,26) – (-0,44)) ¹¹ , activities-specific balance confidence test (0,41–0,59) ¹² Cronbach alpha = 0,84–0,89 ^{11,12} | Berg balance test (0,36–0,48 ¹¹ ; 0,53–0,78 ¹²), timed up and go ((-0,26) – (-0,44)) ¹¹ , activities-specific balance confidence test (0,41–0,59) ¹² Cronbach alpha = 0,84–0,89 ^{11,12} | Activity level, fear of falling, health status, fall history ¹¹ | | |
| SEBT | Young recreational athletes, ^{20,21} young adults, ^{22,23,24,25} young basketball players ²⁶ | Young adults with anterior cruciate ligament (ACL) injuries, ²⁷ chronic ankle ^{28,29} | <u>Anterior distance</u> (ICCa ^{20,22} /ICCs _{sum} ²⁶ = 0,84–89, SDD = 6,87, SEM = 2,48 ^{20,22} , ME = 3,0, CV _{ME} = 3,6 ²⁶) <u>Antero-medial distance</u> (ICCa = 0,67–0,85, SDD = 6,13, SEM = 2,21–4,78 ^{20,22}) <u>Antero-lateral distance</u> (ICCa = 0,87, SDD = 7,71, SEM = 2,78–3,43 ^{20,22}) <u>Medial distance</u> (ICCa = 0,86, SDD = 7,40, SEM = 2,67 ^{20,22}) <u>Lateral distance</u> (ICCa = 0,91, SDD = 7,68, SEM = 2,77 ^{20,22}) <u>Posterior distance</u> (ICCa = 0,92, SDD = 7,73, SEM = 2,79 ^{20,22}) <u>Postero-medial distance</u> (ICCa ^{20,22} /ICCs _{sum} ²⁶ = 0,82–0,93, SDD = 8,15, SEM = 2,94–3,99 ^{20,22} , ME = 3,9, CV _{ME} = 3,5 ²⁶) <u>Postero-lateral distance</u> (ICCa ^{20,22} /ICCs _{sum} ²⁶ = 0,87–0,92, SDD = 7,11, SEM = 2,62–3,48, ^{20,22} ME = 4,6, CV _{ME} = 4,4 ²⁶) | | <u>Anterior distance</u> (ICCs _{sum} ²⁶ = 0,84, ME = 2, CV _{ME} = 2,9 ²⁶) <u>Postero-medial distance</u> (ICCs _{sum} ²⁶ = 0,82, ME = 2,5, CV _{ME} = 2,9 ²⁶) <u>Postero-lateral distance</u> (ICCs _{sum} ²⁶ = 0,87, ME = 2,9, CV _{ME} = 3,4 ²⁶) | | Learning effect (stabilized by trial 4 in all direction), ²⁰ time of day, ²³ anthropometric properties, ²¹ range of motion ^{24, 25} | Predictor of lower extremity instability ²⁸ | | |

*Modified functional reach, ICC = interklasna korelacija, CV = koeficient variancije, CI = interval zaupanja, ME = napaka metode, ACL = sprednja križna vez kolena.

1. Bartlett, D. & Birmingham, T. Validity and reliability of a pediatric reach test. *Pediatr Phys Ther* **15**, 84–92 (2003).
2. Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J. & Studenski, S. Functional reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol* **45**, M192–197 (1990).
3. Kage, H. *Idr.*, Measuring methods for functional reach test: comparison of 1-arm reach and 2-arm reach. *Arch Phys Med Rehabil* **90**, 2103–2107 (2009).
4. Takahashi, T. *Idr.*, Modification of the functional reach test: analysis of lateral and anterior functional reach in community-dwelling older people. *Arch Gerontol Geriatr* **42**, 167–173 (2006).
5. Katz-Leurer, M., Fisher, I., Neeb, M., Schwartz, I. & Carmeli, E. Reliability and validity of the modified functional reach test at the sub-acute stage post-stroke. *Disabil Rehabil* **31**, 243–248 (2009).
6. Lynch, S. M., Leahy, P. & Barker, S. P. Reliability of measurements obtained with a modified functional reach test in subjects with spinal cord injury. *Phys Ther* **78**, 128–133 (1998).
7. Behrman, A. L., Light, K. E., Flynn, S. M. & Thigpen, M. T. Is the functional reach test useful for identifying falls risk among individuals with Parkinson's disease? *Arch Phys Med Rehabil* **83**, 538–542 (2002).
8. Sherrington, C. & Lord, S. R. Reliability of simple portable tests of physical performance in older people after hip fracture. *Clin Rehabil* **19**, 496–504 (2005).
9. Nitz, J. C., Choy, N. L. L. & Isles, R. C. Medial-lateral postural stability in community-dwelling women over 40 years of age. *Clin Rehabil* **17**, 765–767 (2003).
10. Brauer, S., Burns, Y. & Galley, P. Lateral reach: a clinical measure of medio-lateral postural stability. *Physiother Res Int* **4**, 81–88 (1999).
11. Munro, A. G. & Herrington, L. C. Between-session reliability of the star excursion balance test. *Phys Ther Sport* **11**, 128–132 (2010).
12. Gribble, P. A. & Hertel, J. Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science* **7**, 89–100 (2003).
13. Kinzey, S. J. & Armstrong, C. W. The reliability of the star-excitation test in assessing dynamic balance. *J. Orthop Sports Phys Ther* **27**, 356–360 (1998).
14. Gribble, P. A., Tucker, W. S. & White, P. A. Time-of-day influences on static and dynamic postural control. *J Athl Train* **42**, 35–41 (2007).
15. Hoch, M. C., Staton, G. S. & McKeon, P. O. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. *J Sci Med Sport* (2010). doi:10.1016/j.jsams.2010.08.001
16. Robinson, R. & Gribble, P. Kinematic predictors of performance on the Star Excursion Balance Test. *J Sport Rehabil* **17**, 347–357 (2008).
17. Plisky, P. J., Rauh, M. J., Kaminski, T. W. & Underwood, F. B. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *J. Orthop Sports Phys Ther* **36**, 911–919 (2006).
18. Herrington, L., Hatcher, J., Hatcher, A. & McNicholas, M. A comparison of Star Excursion Balance Test reach distances between ACL deficient patients and asymptomatic controls. *Knee* **16**, 149–152 (2009).
19. Olmsted, L. C., Garcia, C. R., Hertel, J. & Shultz, S. J. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subjects With Chronic Ankle Instability. *J. Athl Train* **37**, 501–506 (2002).
20. Hertel, J., Braham, R. A., Hale, S. A. & Olmsted-Kramer, L. C. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. *J. Orthop Sports Phys Ther* **36**, 131–137 (2006).

Priloga 4: Merske lastnosti testov prenosa telesne teže proti meji podporne podlage

| Test | Participant | | Reliability | | Validity | | Specificity/sensitivity | | |
|-------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------|-------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------|------------------|
| | Healthy | Patient | Inter-session | Intra-session | Inter-rater | Intra-rater | Correlation (r) | Effect (r) | Predictive power |
| Rhythmic weight shifting in lateral | Young adults ¹³ | Middle age adults and elderly with hemiparesis, ¹⁴ elderly after surgical treatment of hip fractures ¹⁵ | <u>Movement path in lateral</u> (ICCa = 0,28–0,76, ^{14, 15, 13} ANOVA (p) = 0,37–0,93 ¹⁴ , SEM = 10,0 ¹⁵ , Md = 3 ¹⁵ , Ad = 12,2 ¹³ , S _{est diff} = 4,7 ¹⁵ , CI = -6,2–12,2 ¹⁵) <u>Offset score</u> (ICCa = 0,24, SEM = 75 ¹⁵ , Md = -1,8 ¹⁵ , S _{est diff} = 3,2 ¹⁵ , CI = -8,1–4,4 ¹⁵) | <u>Movement path</u> (ICCa = 0,70, Md = 1,8, ¹⁵ S _{est diff} = 6,4, ¹⁵ CI = -10,8–14,4 ¹⁵) <u>Offset score</u> (ICCa = 0,53, Md = -0,9, ¹⁵ S _{est diff} = 2,5 ¹⁵ , CI = -5,9–4,0 ¹⁵) | | | Berg balance test ((-0,51)–(-0,48)) ¹⁴ | | |
| Rhythmic weight shifting forward/backward | Young adults ¹³ | Middle age adults and elderly with hemiparesis, ¹⁴ elderly after surgical treatment of hip fractures ¹⁵ | <u>Movement path – FB</u> (ICCa = 0,23–0,67, ^{14, 15, 13} ANOVA (p) = 0,27–0,51 ¹⁴ , SEM = 7,0, Md = 2,8 ¹⁵ , Ad = 11,3 ¹³ , S _{est diff} = 8,1 ¹⁵ , CI = -13,0–18,7 ¹⁵) <u>Offset score</u> (ICCa = 0,18, SEM = 2,3 ¹⁵ , Md = -0,8 ¹⁵ , S _{est diff} = 3,4 ¹⁵ , CI = -7,4–5,9 ¹⁵) | <u>Movement path – FB</u> (ICCa = 0,60, Md = 2,5, ¹⁵ S _{est diff} = 9,9, ¹⁵ CI = -16,9–21,8 ¹⁵) <u>Offset score</u> (ICCa = 0,61, Md = -0,2, ¹⁵ S _{est diff} = 3,2, ¹⁵ CI = -6,6–6,2 ¹⁵) | | | Berg balance test (-0,53–0,67), ¹⁴ gait velocity ((-0,53)–(-0,67)), movement path – lateral (0,51–0,75) ¹⁴ | | |
| Weight shifting to 8 targets | Meale firefighters, ¹⁶ elderly with a history of falls, ¹⁷ elderly without a history of falls, ¹⁸ young adults ¹³ | Middle age adults and elderly with hemiparesis ¹⁴ | <u>Movement time</u> (ICCa = 0,25–0,88 ^{14, 16} , ¹³ CI = 0,58–0,99 ¹⁴ , LoA = 1,1–2,3, p > 0,05, ^{14,16} Ad = 0,67 ¹³) <u>Movement path</u> (ICCa = 0,52–0,85, ¹³ CI = 0,52–0,98, LoA = 87,4–173, p > 0,05, ^{14,16} Ad = 21,68 ¹³) <u>Movement velocity</u> (G = 0,54–0,80 ^{17, 18} , SEM = 0,30–0,53 ^{17, 18} , p > 0,05 ^{17, 18}) <u>Directional control</u> (G = 0,58–0,75 ^{17, 18} , SEM = 0,04–0,13 ^{17, 18} , p > 0,05 ^{17, 18}) <u>End point excursion</u> (G = 0,71–0,88, ¹⁸ SEM = 4,92–7,63, p > 0,05 ^{17, 18}) <u>Maximum excursion</u> (G = 0,74–0,91, ¹⁸ SEM = 3,53–5,61, p > 0,05 ^{17, 18}) <u>Distance error</u> (ICCa = 0,63, ¹³ Ad = 2,33 ¹³) <u>% of body weight</u> (ICCs = 0,93–0,99, CV = 3,4–5,2, ANOVA (p) > 0,20) ¹⁹ | <u>Movement time</u> (LoA = 0,6–3,7, p < 0,001, ICCa = 0,16–0,64, CI = 0,04–0,82) ¹⁶ <u>Movement path</u> (LoA = 12,1–127, p < 0,001, ICCa = 0,41–0,81, CI = 0,04–0,82) ¹⁶ <u>Movement velocity</u> (G = 0,69 ¹⁷) <u>Directional control</u> (G = 0,44 ¹⁷) <u>End point excursion</u> (G = 0,69 ¹⁷) <u>Maximum excursion</u> (G = 0,80 ¹⁷) | | | <u>Movement time</u> : Berg balance test (-0,55), ¹⁴ gait velocity (-0,72), ¹⁴ rhythmic weight shift in FB (0,62–0,82), ¹⁴ movement path-lateral (0,68), ¹⁴ rhythmic weight shift in lateral (0,47–0,70) ¹⁴ <u>Movement path</u> : Berg balance test (-0,61), ¹⁴ gait velocity (-0,67), ¹⁴ rhythmic weight shift in FB (0,47–0,72), ¹⁴ rhythmic weight shift in lateral (0,54–0,58) ¹⁴ <u>Movement velocity</u> : reaction time (-0,56–0,57) ⁹ <u>Movement velocity</u> : end-point CoG excursion (0,41–0,42) ⁹ | Direction ¹⁸ , age ⁹ | |
| Weight-bearing ability | Chronic stroke ¹⁹ | | | | | | Rising from a chair (r = 0,63–0,88) ¹⁹ | Task effect ¹⁹ | |

ICC = interklasna korelacija, SEM = standardna napaka meritve, CI = interval zaupanja, S_{est diff} (% LOS) = standard error for measuring change; Md = mean difference; G = generalizability coefficient

13. Newstead, A. H., Hinman, M. R. & Tomberlin, J. A. Reliability of the Berg Balance Scale and balance master limits of stability tests for individuals with brain injury. *J Neurol Phys Ther* **29**, 18–23 (2005).
14. Liston, R. A. & Brouwer, B. J. Reliability and validity of measures obtained from stroke patients using the Balance Master. *Arch Phys Med Rehabil* **77**, 425–430 (1996).
15. Dodd, K., Hill, K., Haas, R., Luke, C. & Millard, S. Retest reliability of dynamic balance during standing in older people after surgical treatment of hip fracture. *Physiother Res Int* **8**, 93–100 (2003).
16. Punakallio, A. Trial-to-trial reproducibility and test-retest stability of two dynamic balance tests among male firefighters. *Int J Sports Med* **25**, 163–169 (2004).
17. Clark, S. & Rose, D. Evaluation of dynamic balance among community-dwelling older adult fallers: A generalizability study of the limits of stability test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **82**, 468–474 (2001).
18. Clark, S., Rose, D. J. & Fujimoto, K. Generalizability of the limits of stability test in the evaluation of dynamic balance among older adults. *Arch Phys Med Rehabil* **78**, 1078–1084 (1997).
19. Eng, J. J. & Chu, K. S. Reliability and comparison of weight-bearing ability during standing tasks for individuals with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* **83**, 1138–1144 (2002).

Priloga 5: Merske lastnosti testov zunanje motnje na telo

| Test | Participant | | Reliability | | Validity | | Specificy/sensitivity | | |
|------------------------|-----------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------|-------------------------------------------------|
| | Healthy | Patient | Inter-session | Intra-session | Inter-rater | Intra-rater | Correlation (r) | Effect (r) | Predictive power |
| Balance board | Young adults, ³⁰ children ³¹ | Developmentally delayed children ³¹ | <u>Percentage of active time</u> (ICCa = 0,79, CV = 11,5, SEM = 5,9, RMANOVA (p) > 0,05–0,01) ³⁰ <u>Average angular velocity during active balancing</u> (ICCa = 0,77, CV = 13,9, SEM = 8,7, RMANOVA (p) > 0,05–0,01) ³⁰ <u>Average frequency of changing the direction of movement</u> (ICCa = 0,90, CV = 8,4, SEM = 0,2, RMANOVA (p) > 0,05) ³⁰ <u>Tilt right, eyes open</u> (ICCmedian = 0,54–0,61) ³¹ <u>Tilt left, eyes open</u> (ICCmedian = 0,52–0,53) ³¹ <u>Tilt right, eyes closed</u> (0,49–0,82) ³¹ <u>Tilt left, eyes open</u> (ICC median = 0,53–0,54) ³¹ | <u>Percentage of active time</u> (ICCa = 0,92, CV = 6,9, SEM = 4,8, RMANOVA (p) < 0,05–0,01) ³⁰ <u>Average angular velocity during active balancing</u> (ICCa = 0,96, CV = 6,9, SEM = 2,7, RMANOVA (p) < 0,05–0,01) ³⁰ <u>Average frequency of changing the direction of movement</u> (ICCa = 0,90, CV = 16,2, SEM = 0,6, RMANOVA (p) > 0,05) ³⁰ | | | | | |
| Random motion platform | Young adults ^{32,33} | | | | | | Sensory organization test ((-0,34)–(-0,38)) ³³ | 30–33 | |
| Spring scale test | Elderly with and without a history of falls ³⁴ | | | <u>Spring scale test percentage</u> (ICCa = 0,94, ME = 0,74, MEcv = 7,25 ³⁴) | | | Gait speed (0,53), single limb stance (0,54), tandem stance (r = 0,55), time up and go (r = -0,67). ³⁴ | Indicator of fall history. ³⁴ | |
| Sit to stand test | Elderly, young adults ³⁵ | Chronic stroke, ³⁵ patients with balance and vestibular disorders ^{36,37} | <u>Time</u> (ICCa = 0,99–1) ³⁵ | | <u>Time</u> (ICCa = 0,97–0,98) ³⁵ | <u>Time</u> (ICCa = 0,97–0,98, CI = 0,92–0,99) ³⁵ | Muscle strength of knee flexors ((-0,75)–(-0,83)), ³⁵ gait speed ((-0,53)–(-0,54)), ³⁶ activities-specific balance confidence test ((-0,32)–(-0,58)), ^{36,37} dizziness handicap inventory (0,18–0,28) ³⁶ , dynamic gait index ((-0,36)–(-0,68)), ^{36,37} timed up and go (0,53–0,59). ³⁶ | Disease, age ³⁷ | Indicator of balance disorders ^{36,37} |
| Multiple hop test | Young adults ^{38,39} | Young adults with CAI ^{38,39} | <u>Time - unstable ankle</u> (ICCs = 0,91–0,97, SEMs = 2,2–2,3) ³⁸ <u>Time - stable ankle</u> (ICCs = 0,87, SEMs = 1,9–2,0) ³⁸ <u>Balance errors – Healthy</u> (ICCs = 0,64, SEM = 2,8) ³⁹ <u>Balance errors - CAI</u> (ICCs = 0,83, SEM = 2,6) ³⁹ | <u>Balance errors – Healthy</u> (ICCs = 0,91–0,94) ³⁹ <u>Balance errors - CAI</u> (ICCs = 0,83) ³⁹ | <u>Balance errors – Healthy</u> (ICCs = 0,91–0,94) ³⁹ <u>Balance errors - CAI</u> (ICCs = 0,94) ³⁹ | | VAS (0,64–0,88) ³⁸ | | |

ICC = interklasna korelacija, ME = napaka metode CV = koeficient variance, SEM = standardna napaka meritve

30. Sarabon, N., Mlaker, B. & Markovic, G. A novel tool for the assessment of dynamic balance in healthy individuals. *Gait Posture* **31**, 261–264 (2010).
31. Broadstone, B. J., Westcott, S. L. & Deitz, J. C. Test-retest reliability of two tiltboard tests in children. *Phys Ther* **73**, 618–625 (1993).
32. Echaute, C., Vaes, P., Duquet, W. & Van Gheluwe, B. Test-retest reliability of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. *J Athl Train* **42**, 60–65 (2007).
33. Broglio, S. P., Sosnoff, J. J., Rosengren, K. S. & McShane, K. A comparison of balance performance: computerized dynamic posturography and a random motion platform. *Arch Phys Med Rehabil* **90**, 145–150 (2009).
34. DePasquale, L. & Toscano, L. The Spring Scale Test: a reliable and valid tool for explaining fall history. *J Geriatr Phys Ther* **32**, 159–167 (2009).
35. Mong, Y., Teo, T. W. & Ng, S. S. 5-repetition sit-to-stand test in subjects with chronic stroke: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil* **91**, 407–413 (2010).
36. Meretta, B. M., Whitney, S. L., Marchetti, G. F., Sparto, P. J. & Muirhead, R. J. The five times sit to stand test: responsiveness to change and concurrent validity in adults undergoing vestibular rehabilitation. *J Vestib Res* **16**, 233–243 (2006).
37. Whitney, S. L. idr., Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Phys Ther* **85**, 1034–1045 (2005).
38. Echaute, C., Vaes, P. & Duquet, W. Functional performance deficits in patients with CAI: validity of the multiple hop test. *Clin J Sport Med* **18**, 124–129 (2008).
39. Echaute, C., Vaes, P. & Duquet, W. The dynamic postural control is impaired in patients with chronic ankle instability: reliability and validity of the multiple hop test. *Clin J Sport Med* **19**, 107–114 (2009).

Priloga 6: Merske lastnosti testov koraka

| Test | Participant | | Reliability | | | Validity | | Specificity/sensitivity | |
|-----------------------|-----------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------|
| | Healthy | Patient | Inter-session | Intra-session | Inter-rater | Intra-rater | Correlation (<i>r</i>) | Effect (<i>r</i>) | Predictive power |
| Lateral step test | Elderly ⁴⁰ | Elderly with hemiplegia ⁴¹ | | <u>Connecting time</u> (ICCa = 0,86–0,98) ⁴⁰ | | <u>Max length</u> (ICCs = 0,97) ⁴¹ | | | |
| Maximal step length | Elderly ^{42, 43} | | | <u>Max length</u> (ICC = 0,90–0,91, SEM = 2,63–2,63) ⁴³ | <u>Max length</u> (ICC = 0,95, SEM = 1,75) ⁴³ | <u>Max length</u> (ICC = 0,96, SEM = (1,83–1,87) ⁴³ | | Rapid step test (-0,38), tandem stance time (0,62), unipedal stance time (0,68 ⁴³ –0,70 ⁴²), tandem walk time (-0,63), time up and go ((-0,68) ⁴² – (-0,65) ⁴³), 6 min walk test (0,73), performance mobility assessment (0,75), activities-specific balance confidence test (0,66) ⁴² , functional reach (0,65) ⁴³ | Predictor of falls ⁴² |
| Rapid step test | Elderly ⁴² | | | | | | | Tandem stance time (-0,37), unipedal stance time (-0,35), tandem walk time (-0,33), time up and go (-0,35), 6 min walk test (-0,29), performance mobility assessment (-0,38), activities-specific balance confidence test (-0,32) ⁴² | |
| Voluntary step | Elderly, ^{40, 44} young adults ⁴⁴ | | | <u>Connecting time</u> (ICCa = 0,67–0,97) ⁴⁰ | <u>Step initiation</u> (ICCa = 0,70–0,79) <u>Preparation phases</u> (ICCa = 0,70–0,88) <u>Swing phases</u> (ICCa = 0,32–0,77) <u>Foot-off time</u> (ICCa = 0,68–0,83) <u>Foot contact time</u> (ICCa = 0,74–0,82) ⁴⁴ | <u>Step initiation</u> (ICCa = 0,73–0,86) <u>Preparation phases</u> (ICCa = 0,62–0,88) <u>Swing phases</u> (ICCa = 0,41–0,54) <u>Foot-off time</u> (ICCa = 0,85–0,93) <u>Foot contact time</u> (ICCa = 0,71–0,85) ⁴⁴ | <i>Cronbach's alpha</i> = 0,59–0,94 ⁴⁴ | Age ⁴⁰ , gender ⁴⁰ | |
| Four square step test | Elderly ⁴⁵ | Elderly with balance deficits secondary to vestibular disorders ⁴⁶ | <u>Time</u> (ICCs = 0,99, p > 0,05) ⁴⁵ | <u>Time</u> (ICCs = 0,93, CI = 0,86–0,96) ⁴⁶ | <u>Time</u> (ICCs = 0,99 p > 0,05) ⁴⁵ | | | Step test (-0,83), time up and go (0,69–0,88), functional reach (-0,47) ^{45, 46} , gait speed (0,65), dynamic gait index (-0,56) ⁴⁶ | Predictor of falls ⁴⁵ |
| 10 step test | Young adults, middle age adults and Elderly ⁴⁷ | | <u>Time</u> (ICCs = 0,86) ⁴⁷ | <u>Time</u> (ICCs = 0,96) ⁴⁷ | | | | Motor reaction time (0,59), knee extensor strength test (-0,36), single leg standing time test (-0,35), supine to stand (0,68) ⁴⁷ | Predictor risk of falls ⁴⁷ |

ICC = interklasna korelacija, SEM = standardna napaka meritve

40. Demura, S., Sohee, S. & Yamaji, S. Sex and age differences of relationships among stepping parameters for evaluating dynamic balance in the elderly. *J Physiol Anthropol* **27**, 207–215 (2008).
 41. Fujisawa, H. & Takeda, R. A new clinical test of dynamic standing balance in the frontal plane: the side-step test. *Clin Rehabil* **20**, 340–346 (2006).
 42. Cho, B., Scarpace, D. & Alexander, N. B. Tests of stepping as indicators of mobility, balance, and fall risk in balance-impaired older adults. *J Am Geriatr Soc* **52**, 1168–1173 (2004).
 43. Goldberg, A., Schepens, S. & Wallace, M. Concurrent validity and reliability of the maximum step length test in older adults. *J Geriatr Phys Ther* **33**, 122–127 (2010).
 44. Melzer, I., Shtilman, I., Rosenblatt, N. & Oddsson, L. I. E. Reliability of voluntary step execution behavior under single and dual task conditions. *J Neuroeng Rehabil* **4**, 16 (2007).
 45. Dite, W. & Temple, V. A. A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. *Arch Phys Med Rehabil* **83**, 1566–1571 (2002).
 46. Whitney, S. L., Marchetti, G. F., Morris, L. O. & Sparto, P. J. The reliability and validity of the Four Square Step Test for people with balance deficits secondary to a vestibular disorder. *Arch Phys Med Rehabil* **88**, 99–104 (2007).
 47. Miyamoto, K. idr., A new simple performance test focused on agility in elderly people: The Ten Step Test. *Gerontology* **54**, 365–372 (2008).

Priloga 7: Merske lastnosti testov hoje

| Test | Participant | | Reliability | | Validity | | Specificity/sensitivity | | |
|-----------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------|---------------------------------------------|--------------------------------------------|
| | Healthy | Patient | Inter-session | Intra-session | Inter-rater | Intra-rater | Correlation (r) | Effect (r) | Predictive power |
| Dynamic gait index (DGI) | Middle age adults with multiple sclerosis, ^{48, 49, 50} vestibular disorders, ^{51, 52} chronic stroke ⁵³ | Total values (ICCs = 0.85–0.96, CI = 0.71–0.98, SEM = 0.97–2) ^{53, 50} <u>Subtask values</u> (ICCs = 0.56–1, CI = 0.23–1) ⁵³ | | Total values (k = 0.64, r = 0.95, subject variability/total variability = 0.68, ⁵¹ ICCs = 0.94–0.98, ^{49, 53} CI = 0.83–0.98, SE = 0.94 ^{53, 50}), <u>Sub task values</u> (k = 0.35–1, r = 0.51–0.85; subject variability/total variability = 0.33, ⁵¹ ICCs = 0.55–1.0, ^{49, 53} CI = 0.22–1.00 ⁵³) | Total values (ICCs = 0.76–0.99 ⁴⁹) <u>Sub task values</u> (ICCs = 0.37–1.00 ⁴⁹) | Berg bilance test (0.78–0.83), ^{48, 53} time up and go ((-0.72)–(-0.77)), ^{48, 53} dizziness handicap inventory (-0.80), ⁴⁸ activities-specific balance confidence test (0.54–0.68), ^{48, 53} dizziness handicap inventory (-0.39, ⁴⁸ time to walk ((-0.80)–(-0.73))) ^{49, 53} | | | Predictor risk of falls, ^{48, 52} |
| Functional gait assessment (FGA) | Middle age adults and elderly (40–89) ⁵⁴ | Adults with idiopathic Parkinson's disease, ⁵⁵ vestibular disorders, ⁵⁶ | Total value (ICCs = 0.80–0.91, CI = 0.58–0.96) ⁵⁵ | Total value (ICCs = 0.84–0.93, percentage of agreement = 78.5–96.0 %, CI = 0.84–0.98) ^{54, 55, 56} | Total value (ICCs = 0.83 ⁵⁶) | Dinamic gait index (0.80), ⁵⁶ activities-specific balance confidence test (0.64–0.71), ^{55, 56} dizziness handicap inventory (0.64), ⁵⁶ perception of dizziness symptoms (0.70), number of falls (0.66), ⁵⁶ timed up and go (0.50), ⁵⁶ berg balance test (0.78). ⁵⁵ Balance Evaluation Systems Test (0.88) ⁵⁵ | Age ⁵⁴ | Predictor risk of falls ⁵⁴ | |
| Timed up and go test | Elderly ^{57, 58, 59} with and without history of falls ⁶⁰ | Middle age adults with multiple sclerosis, ⁴⁸ Parkinson's disease, ⁵⁷ chronic stroke, ⁵⁸ vestibular dysfunction ⁵² | <u>Temporal measures of gait</u> (ICCmed = 0.92–0.94, CI = 0.79–0.98) ⁵⁷ <u>Total time</u> (ICCs = 0.84–0.97, CI = 0.84–0.99, p > 0.05, AE = 2.76) ^{58, 59} <u>Subtask time</u> (ICCa = 0.54–0.85, p > 0.05, AE = 0.54–1.39) ⁵⁹ | <u>Total time</u> (ICCa = 0.87–0.96, p = 0.04–0.22, AE = 1.48–2.69) ⁵⁹ <u>Subtask time</u> (ICCa = 0.55–0.96, p = 0.04–0.22, AE = 0.47–1.52) ⁵⁹ | <u>Total time</u> (ICCa = 0.91–0.97, p < 0.07, AE = 1.32–2.21) ⁵⁹ <u>Subtask time</u> (ICCa = 0.75–0.97, p < 0.07, AE = 0.24–1.09) ⁵⁹ | Dizziness handicap inventory (0.74), ⁴⁸ activities-specific balance confidence test (-0.38), ⁴⁸ dizziness handicap inventory (0.35), ⁴⁸ minute walk test (-0.96), ⁵⁸ peak torque plantarflexion (-0.86), ⁵⁸ gait velocity (-0.90), ⁵⁸ step lenght ((-0.67)–(-0.80)), ⁵⁸ stance time (0.74), ⁵⁸ Crombach alpha = 0.74 ⁵⁹ | | Identifying risk for fall ^{60, 52} | |
| Minute walk test | | Uni-lateral knee amputation, ⁶¹ elderly with chronic stroke (61.7 ± 7.2) ⁵⁸ | <u>Distance</u> (ICCs = 0.91–0.98, CI = 0.60–0.99) ⁵⁸ | <u>Distance</u> (ICCs = 0.94, p > 0.05) ⁶¹ | | Timed up and go (-0.76 ⁶¹), Timed one leg balance test (0.61–0.63 ⁶¹) | | Peak heart rate ⁶¹ | |
| Walk test | | Elderly with chronic stroke, ⁵⁸ middle age adults and elderly with hemiparesis ¹⁴ | <u>Gait velocity</u> (ICCa = 0.96–0.99 ^{14, 58} , CI = 0.60–1.0, ^{14, 58} ANOVA (p) = 0.53 ¹⁴) <u>Cadence</u> (ICCs = 0.95–0.98, CI = 0.94–0.99) ⁵⁸ <u>Step length</u> (ICCs = 0.93–0.99, CI = 0.73–1) ⁵⁸ <u>Stance time</u> (ICCs = 0.87–0.99, CI = 0.79–0.99) ⁵⁸ | | | | | | |
| Walk forwards/backwards across a wooden plank | Meale firefighters ¹⁶ | | <u>Time</u> (LoA = 0.2–0.4, p > 0.05, ICCs = 0.83–0.92, CI (0.67–0.96) ¹⁶ <u>Number of errors</u> (LoA = 0.2–0.6, p > 0.05, ICCs = 0.85–0.92, CI (0.70–0.92) ¹⁶ | <u>Time</u> (LoA = 0.1–0.7, p < 0.001, ICCs = 0.84–0.96, CI (0.69–0.98) ¹⁶ <u>Number of errors</u> (LoA = 0.0–0.7, p < 0.001, ICCs = 0.78–0.93, CI (0.58–0.97) ¹⁶ | | | | | |

ICC = interclass correlation, CI = confidence interval; AE = absolute error; SE = standard error, LoA = Limit of agreement.

48. Cattaneo, D., Regola, A. & Meotti, M. Validity of six balance disorders scales in persons with multiple sclerosis. *Disabil Rehabil* **28**, 789–795 (2006).
49. McConvey, J. & Bennett, S. E. Reliability of the Dynamic Gait Index in individuals with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil* **86**, 130–133 (2005).
50. Cattaneo, D., Jonsdottir, J. & Repetti, S. Reliability of four scales on balance disorders in persons with multiple sclerosis. *Disabil Rehabil* **29**, 1920–1925 (2007).
51. Wrisley, D. M., Walker, M. L., Echternach, J. L. & Strasnick, B. Reliability of the dynamic gait index in people with vestibular disorders. *Arch Phys Med Rehabil* **84**, 1528–1533 (2003).
52. Whitney, S. L., Marchetti, G. F., Schade, A. & Wrisley, D. M. The sensitivity and specificity of the Timed 'Up & Go' and the Dynamic Gait Index for self-reported falls in persons with vestibular disorders. *J Vestib Res* **14**, 397–409 (2004).
53. Jonsdottir, J. & Cattaneo, D. Reliability and Validity of the Dynamic Gait Index in Persons With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **88**, 1410–1415 (2007).
54. Walker, M. L. *idr.*, Reference group data for the functional gait assessment. *Phys Ther* **87**, 1468–1477 (2007).
55. Leddy, A. L., Crowner, B. E. & Earhart, G. M. Functional gait assessment and balance evaluation system test: reliability, validity, sensitivity, and specificity for identifying individuals with Parkinson disease who fall. *Phys Ther* **91**, 102–113 (2011).
56. Wrisley, D. M., Marchetti, G. F., Kuharsky, D. K. & Whitney, S. L. Reliability, internal consistency, and validity of data obtained with the functional gait assessment. *Phys Ther* **84**, 906–918 (2004).
57. Salarian, A. *idr.*, iTUG, a sensitive and reliable measure of mobility. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* **18**, 303–310 (2010).
58. Ng, S. S. & Hui-Chan, C. W. The timed up & go test: its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Arch Phys Med Rehabil* **86**, 1641–1647 (2005).
59. Botolfson, P., Helbostad, J. L., Moe-Nilssen, R. & Wall, J. C. Reliability and concurrent validity of the Expanded Timed Up-and-Go test in older people with impaired mobility. *Physiother Res Int* **13**, 94–106 (2008).
60. Shumway-Cook, A., Brauer, S. & Woollacott, M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther* **80**, 896–903 (2000).

Priloga 8: Merske lastnosti ravnotežnih skal

| Test | Participant | | Reliability | | | Validity | | Specificity/sensitivity | |
|--------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------|
| | Healthy | Patient | Inter-session | Intra-session | Inter-rater | Intra-rater | Correlation (r) | Effect (r) | Predictive power |
| Activities-specific Balance Confidence ABC | Elderly ¹² | Elderly with stroke ⁶² , multiple sclerosis, ⁵⁰ lower limb amputation ⁶³ | <u>Total values</u> (ICCs = 0,70–0,92, CI = 0,63–0,97, Ad = 14,5 %, SEM = 6,81–7,14, Md = 1 ± 6,5) ^{12, 50, 62} <u>Subtask value</u> (ICCs = 0,53–0,93, CI = 0,17–0,97) ⁶² | | | | Berg balance test (0,36), gait velocity (0,48) ⁶² Chronbach's alpha = 0,94 ⁶² | Age, sex, activities of daily living, depression fear of falling ⁶³ | Predictor risk of falls ^{48, 55} |
| Berg balance test | Elderly, ¹² elderly dependent in activities of daily living, ⁶⁴ young adults ¹³ | Middle age adults and elderly with hemiparesis, ¹⁴ multiple sclerosis, ^{48, 50} children with moderate motor impairment ⁶⁵ | <u>Total values</u> (ICCs = 0,77 ¹² –0,99, ^{14, 50, 62, 65} CI = 0,57–0,99, ^{14, 65} ANOVA (p) = 0,04–0,27, ^{14, 65} Ad = 1,4–4,6 ^{12, 13} , SEM = 1,48–1,51 ⁵⁰), | | <u>Total values</u> (ICCs = 0,88–0,997, CI = 0,88–0,98, Ad = 2,7, p = 0,11) ^{12, 50, 65} | | Gait velocity (0,81), ¹⁴ dynamic gait index (0,78), ⁴⁸ timed up and go (-0,62), ⁴⁸ dizziness handicap inventory (-0,74), ⁴⁸ activities-specific balance confidence test (0,48), ⁴⁸ dizziness handicap inventory (-0,32) ⁴⁸ | | Predictor risk of falls ^{48, 55} |
| Tinetti balance | Elderly ^{66, 67} | Elderly with Parkinson's disease ⁶⁸ | <u>Total value</u> (ICCs = 0,93–0,99) ⁶⁶ | | <u>Total value</u> (ICCs = 0,82–0,99, CI = 0,67–0,99) ^{66, 68} | <u>Total value</u> (ICCs = 0,79–0,99) ^{66, 68} | Timed up and go (-0,55), functional reach (0,48), walking speed ((-0,53) – (-0,54)), activities of daily living scale (-0,60) ⁶⁶ | | Predictor risk of falls ^{66, 68} |
| BESTest | Elderly ⁶⁹ | Adults with idiopathic Parkinson's disease ⁵⁵ | <u>Total value</u> (ICCs = 0,88–0,91, CI = 0,72–0,96) ⁵⁵ | | <u>Total value</u> (ICCs = 0,91–0,96, CI = 0,89–0,99, Kc = 0,79) ^{55, 69} <u>Sub task value</u> (ICCs = 0,79–0,96, CI = 0,63–0,99, Kc = 0,91–0,95) ⁶⁹ | | Activities-specific balance confidence test (0,69 – 0,76), ⁶⁹ berg balance test (0,87), ⁵⁵ Functional Gait Assessment (0,88) ⁵⁵ | | Predictor risk of falls ⁵⁵ |

ICC = interclass correlation, CI = confidence interval; SEM = standard error of measure, Kc = kandel coefficient of concordance for ordinal data.

12. Holbein-Jenny, M. A., Billek-Sawhney, B., Beckman, E. & Smith, T. Balance in personal care home residents: a comparison of the Berg Balance Scale, the Multi-Directional Reach Test, and the Activities-Specific Balance Confidence Scale. *J Geriatr Phys Ther* **28**, 48–53 (2005).
13. Newstead, A. H., Hinman, M. R. & Tomberlin, J. A. Reliability of the Berg Balance Scale and balance master limits of stability tests for individuals with brain injury. *J Neurol Phys Ther* **29**, 18–23 (2005).
48. Cattaneo, D., Regola, A. & Meotti, M. Validity of six balance disorders scales in persons with multiple sclerosis. *Disabil Rehabil* **28**, 789–795 (2006).
50. Cattaneo, D., Jonsdottir, J. & Repetti, S. Reliability of four scales on balance disorders in persons with multiple sclerosis. *Disabil Rehabil* **29**, 1920–1925 (2007).
54. Walker, M. L. *idr.*, Reference group data for the functional gait assessment. *Phys Ther* **87**, 1468–1477 (2007).
55. Leddy, A. L., Crownier, B. E. & Earhart, G. M. Functional gait assessment and balance evaluation system test: reliability, validity, sensitivity, and specificity for identifying individuals with Parkinson disease who fall. *Phys Ther* **91**, 102–113 (2011).
50. Cattaneo, D., Jonsdottir, J. & Repetti, S. Reliability of four scales on balance disorders in persons with multiple sclerosis. *Disabil Rehabil* **29**, 1920–1925 (2007).
62. Botner, E. M., Miller, W. C. & Eng, J. J. Measurement properties of the Activities-specific Balance Confidence Scale among individuals with stroke. *Disabil Rehabil* **27**, 156–163 (2005).
63. Miller, W. Psychometric properties of the Activities-specific Balance Confidence scale among individuals with a lower-limb amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* **84**, 656–661 (2003).
64. Conradsson, M. *idr.*, Berg balance scale: intrarater test-retest reliability among older people dependent in activities of daily living and living in residential care facilities. *Phys Ther* **87**, 1155–1163 (2007).
65. Franjoine, M. R., Gunther, J. S. & Taylor, M. J. Pediatric balance scale: a modified version of the berg balance scale for the school-age child with mild to moderate motor impairment. *Pediatr Phys Ther* **15**, 114–128 (2003).
66. Lin, M.-R. *idr.*, Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and Tinetti balance measures in community-dwelling older people. *J Am Geriatr Soc* **52**, 1343–1348 (2004).
67. Cipriany-Dacko, L. M., Innerst, D., Johannsen, J. & Rude, V. Interrater reliability of the Tinetti Balance Scores in novice and experienced physical therapy clinicians. *Arch Phys Med Rehabil* **78**, 1160–1164 (1997).
68. Kegelmeyer, D. A., Kloos, A. D., Thomas, K. M. & Kostyk, S. K. Reliability and validity of the Tinetti Mobility Test for individuals with Parkinson disease. *Phys Ther* **87**, 1369–1378 (2007).
69. Horak, F. B., Wrisley, D. M. & Frank, J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther* **89**, 484–498 (2009).