

### Izbira »Body Sway« parametrov na osnovi njihove občutljivosti in ponovljivosti

Nejc Sarabon (1,2), Helmut Kern (1,3), Stefan Loeffler (1), Rosker Jernej (4)

(1) Ludwig Boltzmann Institute of Electrical Stimulation and Physical Rehabilitation, Vienna, Austria; (2) Science and Research Center, University of Primorska, Koper, Slovenia; (3) Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Wilhelminenspital, Vienna, Austria; (4) Prevention and Rehabilitation Sports Centre, Šmarješke Toplice, Slovenia

#### Abstract

##### Selection of body sway parameters according to their sensitivity and repeatability

For the precise evaluation of body balance, static type of tests performed on a force plate are the most commonly used ones. In these tests, body sway characteristics are analyzed based on the model of inverted pendulum and looking at the center of pressure (COP) movement in time. Human body engages different strategies to compensate for balance perturbations. For this reason, there is a need to identify parameters which are sensitive to specific balance changes and which enable us to identify balance sub-components. The aim of our study was to investigate intra-visit repeatability and sensibility of the 40 different body sway parameters. Twenty-nine subjects participated in the study. They performed three different balancing tasks of different levels of difficulty, three repetitions each. The hip-width parallel stance and the single leg stance, both with open eyes, were used as ways to compare different balance intensities due to biomechanical changes. Additionally, deprivation of vision was used in the third balance task to study sensitivity to sensory system changes. As shown by intraclass correlation coefficient (ICC), repeatability of cumulative parameters such as COP, maximal amplitude and frequency showed excellent repeatability ( $ICC > 0,85$ ). Other parameters describing sub-dynamics through single repetition proved to have unsatisfying repeatability. Parameters most sensitive to increased intensity of balancing tasks were common COP, COP in medio-lateral and in antero-posterior direction, and maximal amplitudes in the same directions. Frequency of oscillations has proved to be sensitive only to deprivation of vision. As shown in our study, cumulative parameters describing the path which the center of pressure makes proved to be the most repeatable and sensitive to detect different increases of balancing tasks enabling future use in balance studies and in clinical practice.

**Key Words:** body sway, parameters, sensitivity, repeatability, balance

*European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2010; 1 (1&2): 5-12*

#### Izveček

Merjenje ravnotežja se pogosto izvaja s statičnimi testi, z analizo nihanja projekcije centralnega težišča telesa na podlago (COP). Izhajajoč iz modela obrnjenega nihala, se pogosto uporablja parameter, ki opisujejo pot, ki jo opravi projekcija COP. Študije opravljene na dinamičnem ravnotežju so pokazale različne strategije, s katerimi se človeško telo zoperstavi motnjam ravnotežja. S tem se kaže potreba po prepoznavanju parametrov, ki so občutljivi na specifične spremembe in omogočajo prepoznavanje različnih podkategorij ravnotežja. V naši raziskavi smo analizirali občutljivost in ponovljivost 40-ih parametrov, ki

opisujejo nihanje COP telesa. Vzorec je sestavljalo 29 merjencev, vsak je opravil tri različne ravnotežne naloge, vsako po trikrat. Z namenom zmanjšanja podpore površine smo uporabili široko vzporedno stoji in enonožno stoji z odprtimi očmi. Z namenom motnje senzornega sistema smo enonožno stoji ponovili še z zaprtimi očmi. Koeficient intraklasne korelacije (ICC) kaže na odlično ponovljivost kumulativnih parametrov kot so COP, Amax in f ( $ICC > 0,85$ ). Ostali parametri, ki opisujejo dinamično spreminjanje preko posamezne ponovitve, se niso izkazali z zadostno ponovljivostjo. Parametri, ki so najobčutljivejši na spremenjeno intenzivnost

## Selection of body sway parameters

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2010; 1 (1&2): 5-12

ravnotežnih nalog, so skupna pot COP, COP v m-l in a-p smeri ter Amax v m-l in a-p smeri. F se je odzval le na odvzem vida. Kot kažejo rezultati naše študije, so kumulativni parametri, ki opisujejo pot COP, najbolj občutljivi in veljavni, saj reagirajo na povečanje intenzivnosti ravnotežnih nalog. Upravičena je njihova nadaljnja uporaba v raziskavah ravnotežja in klinični praksi.

**Ključne besede:** body sway, parametri, občutljivost, ponovljivost, ravnotežje

### Uvod

Kakovost in natančnost gibanja ter različnih telesnih drž je odvisna od sposobnosti človeškega telesa ohranjati ravnotežen položaj. Ravnotežje je nenehno izzvano, saj na telo vplivajo predvidene ter nepredvidene motnje iz zunanjega okolja [15,21], kot so raznolika podlaga, po kateri se gibljemo, vpliv drugih ljudi in predmetov in podobno. Istočasno na ravnotežje vplivajo tudi notranji dejavniki [15,21], kot so utrujenost, morebitne poškodbe ali kronične bolezni, ki spremenijo stanje senzorično-motoričnega sistema [4,15,17,21]. Sposobnosti ohranjanja ravnotežnega položaja skušamo meriti na različne načine ter s tem spremljati napredek ali primanjkljaj, ki sta lahko posledica vadbe ali raznih poškodb ter bolezni. V športni in klinični praksi se uporablja veliko metod merjenja ravnotežja, katerih uporaba je omejena zaradi nepraktičnosti ali slabše merske moči [6,20,22]. Iz biomehanskega vidika lahko rečemo, da se človeško telo obnaša kot narobe obrnjeno nihalo [12] in [21]. Sposobnost ohranjanja ravnotežnega položaja je odvisna od velikosti podporne površine, višine centralnega težišča telesa in njegove projekcije na podporno površino [12,21], kar končno predstavlja center pritiska na podlago (COP). Kadar je COP v mejah podporne površine, je telo v stabilnem položaju, kadar pa le-ta preide meje podpore, telo izgubi ravnotežje. COP je odvisen od položajev posameznih telesnih segmentov, njihovih težišč in posledično doprinosa k skupni projekciji na podlago. Multi-segmentnost človeškega telesa omogoča veliko možnosti za spreminjanje položaja COP. Govorimo o številu stopenj prostosti, tako po številu sklepov ter osi, v katerih se gibljejo, kot po mišičnih skupinah, ki omogočajo spreminjanje položajev posameznih telesnih segmentov ter posledično COP. Veliko število stopenj prostosti omogoča raznolikost gibalnih akcij, s katerimi telo ohranja ravnotežni položaj. Širok nabor gibalnih akcij predstavlja zahtevno procesno nalogo za živčni sistem, ki mora uravnati in usklajevati njihovo gibanje. V ta namen mora telo pridobiti senzorne informacije, ki sporočajo položaje telesa v prostoru, hitrosti gibov ter obremenitev posameznih telesnih segmentov ter sklepov. Človeško telo ima več senzornih sistemov, ki so razporejeni po celotnem telesu. V osnovi govorimo o vestibularnem, vizuelnem, akustičnem ter somatosenzornem sistemu.

Kompleksna interakcija in procesiranje njihovih informacij omogoča telesu pripravo ustreznih odgovorov, za zoperstavljanje predvidenim ali nepredvidenim motnjam. V ta namen telo uporablja v naprej programirane gibalne strategije, s katerimi ohranja stabilen položaj v primeru vplivanja motenj. Izbira strategij je v večji meri odvisna od položaja telesa ter vrste motnje. Pri pokončni stoji, kadar COP ne prehaja mej podporne površine, uporablja telo dve glavni strategiji kompenzacije izzvanega ravnotežja. Med motnjami, ki delujejo v anterio-posteriorni smeri, telo ravnotežje vzdržuje s »strategijo gležnjev«, pri kateri večino kompenzatornih gibanj izvedeta skočni sklep ter stopalo [15,21]. V primeru latero-medialnih motenj pa se telo odzove s »strategijo bokov«, v kateri prihaja do kompleksnejšega gibanja predvsem v bokih ter trupu [8,21]. V primeru, da so motnje večje in povzročijo večje odmike od nevtralnega položaja telo uporabi strategijo bokov, saj s tem omogoči vključitev večjih mišičnih skupin, ki se lažje zoperstavijo nepričakovanemu gibanju [15]. Velikost podporne površine telesa pomembno vpliva na ravnotežje telesa. Kadar je podporna površina manjša, telo hitreje izgubi ravnotežen položaj. V primerih, ko podporna površina ne določa podlaga na kateri stojimo, lahko nanjo vplivamo s številom okončin ali velikostjo površine s katero smo v stiku s podlago. Pri stoji lahko na podporno površino vplivamo s širino postavitve nog. Kadar so noge v stiku s tlemi postavljene široko je telo v stabilnem položaju. S postavitvijo nog skupaj se podporna površina zmanjša in s tem tudi stabilnost položaja. Izbira in izvedba gibalnih strategij je odvisna predvsem od velikosti in smeri delovanja motenj ter trenutne ali sledeče gibalne naloge. Kadar želimo analizirati in vrednotiti sposobnost ohranjanja ravnotežja, moramo upoštevati specifične zahteve gibalnih nalog, ki nas zanimajo. Tako nas zanima, na primer pri starostnikih, predvsem sposobnost ohranjanja pokončnega in stabilnega položaja telesa med stojo ter hojo, pri športnikih, kot na primer umetnostnih drsalcih, pa nas zanima predvsem dinamično ravnotežje v določenih za šport specifičnih položajih. V praksi je v uporabi mnogo testov. Z nekaterimi lahko dobimo vpogled v delovanje posameznih elementov senzomotorične funkcije gibalnega aparata, z drugimi pa vrednotimo kakovost celotne gibalne akcije – ravnotežne naloge. Med celostne teste sodijo različni testi ravnotežja. Delimo jih lahko v teste statičnega in dinamičnega ravnotežja. Uporabljajo se tako v klinični in športni praksi, kot tudi v raziskavah o ravnotežju. V osnovi se za analizo statičnega ravnotežja uporablja različne stoji ali položaje, v katerih mora merjenec ohranjati ravnotežje. V praksi se koristi najenostavnejši parameter, to je čas zadrževanja predpisanega položaja do izgube ravnotežja ali prvega dotika tal z ne-stojno nogo; v primerih testov enonožne stoji. Uporaba pritiskovnih plošč in elektrogoniometrov vgrajenih v nestabilne

## Selection of body sway parameters

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2010; 1 (1&2): 5-12

podlage, omogoča natančnejše spremljanje merjene ravnotežne naloge. Pogosto se uporabljajo parametri beleženja gibanja COP ali velikost nihanja nestabilne podlage. Pregled literature pokaže, da je moč merskih metod za vrednotenje ravnotežja različna ter velikokrat nezadostna [1-3,10,13,14,16,18,19]. Metode merjenja

ravnotežja na pritiskovnih ploščah s pomočjo spremljanja gibanja projekcije COP (eng. Body Sway (BS)), se izkažejo kot ponovljive, kadar izvedemo meritve ki je daljša kot 30 s in vsaj dve zapored [7]. O občutljivosti parametrov BS je malo poročil. Namen naše študije je bil preveriti, kako so posamezni

PARAMETER	IME IN OPIS PARAMETRA
<b>COP</b>	Pot ki jo opiše projekcija COP na podlago.
<b>COP m-l</b>	Pot ki jo opiše projekcija COP na podlago v medio-lateralni smeri.
<b>COP a-p</b>	Pot ki jo opiše projekcija COP na podlago v antero-posteriorni smeri.
<b>Amax m-l</b>	Maksimalna amplituda, ki jo opiše COP v medio-lateralni smeri.
<b>Amax a-p</b>	Maksimalna amplituda, ki jo opiše COP v antero-posteriorni smeri.
<b>F</b>	Povprečna frekvenca nihanja.
<b>N m-l</b>	Število nihajev v medio-lateralni smeri.
<b>N a-p</b>	Število nihajev v antero-posteriorni smeri.
<b>F m-l</b>	Povprečna frekvenca nihanja v medio-lateralni smeri.
<b>F m-l 1</b>	Povprečna frekvenca nihanja v medio-lateralni smeri v prvih 10 s.
<b>F m-l 2</b>	Povprečna frekvenca nihanja v medio-lateralni smeri v srednjih 10 s.
<b>F m-l 3</b>	Povprečna frekvenca nihanja v medio-lateralni smeri v zadnjih 10 s.
<b>F a-p</b>	Povprečna frekvenca nihanja v antero-posteriorni smeri.
<b>F a-p 1</b>	Povprečna frekvenca nihanja v antero-posteriorni smeri v prvih 10 s.
<b>F a-p 2</b>	Povprečna frekvenca nihanja v antero-posteriorni smeri v srednjih 10 s.
<b>F a-p 3</b>	Povprečna frekvenca nihanja v antero-posteriorni smeri v zadnjih 10 s.
<b>F fat m-l</b>	Indeks utrujenosti v medio-lateralni smeri. $F\ fat\ m-l = F\ m-l\ 1 / F\ m-l\ 3$ .
<b>F endu m-l</b>	Indeks vzdržljivosti v medio-lateralni smeri. $F\ endu\ m-l = F\ m-l\ 2 / F\ m-l\ 3$ .
<b>F fat a-p</b>	Indeks utrujenosti v antero-posteriorni smeri. $F\ fat\ a-p = F\ a-p\ 1 / F\ a-p\ 3$ .
<b>F endu a-p</b>	Indeks vzdržljivosti v antero-posteriorni smeri. $F\ endu\ a-p = F\ a-p\ 2 / F\ a-p\ 3$ .
<b>COP m-l 1</b>	Pot ki jo opravi COP v medio-lateralni smeri v prvih 10 s.
<b>COP m-l 2</b>	Pot ki jo opravi COP v medio-lateralni smeri v srednjih 10 s.
<b>COP m-l 3</b>	Pot ki jo opravi COP v medio-lateralni smeri v zadnjih 10 s.
<b>COP a-p 1</b>	Pot ki jo opravi COP v antero-posteriorni smeri v prvih 10 s.
<b>COP a-p 2</b>	Pot ki jo opravi COP v antero-posteriorni smeri v srednjih 10 s.
<b>COP a-p 3</b>	Pot ki jo opravi COP v antero-posteriorni smeri v zadnjih 10 s.
<b>COP fat m-l</b>	Indeks utrujenosti v medio-lateralni smeri. $F\ fat\ m-l = F\ m-l\ 1 / F\ m-l\ 3$ .
<b>COP endu m-l</b>	Indeks vzdržljivosti v medio-lateralni smeri. $COP\ endu\ m-l = COP\ m-l\ 2 / COP\ m-l\ 3$ .
<b>COP fat a-p</b>	Indeks utrujenosti v antero-posteriorni smeri. $F\ fat\ a-p = F\ a-p\ 1 / F\ a-p\ 3$ .
<b>COP endu a-p</b>	Indeks vzdržljivosti v antero-posteriorni smeri. $F\ endu\ a-p = F\ a-p\ 2 / F\ a-p\ 3$ .
<b>A m-l 1</b>	Povprečna amplituda nihanja v medio-lateralni smeri v prvih 10 s.
<b>A m-l 2</b>	Povprečna amplituda nihanja v medio-lateralni smeri v srednjih 10 s.
<b>A m-l 3</b>	Povprečna amplituda nihanja v medio-lateralni smeri v zadnjih 10 s.
<b>A a-p 1</b>	Povprečna amplituda nihanja v antero-posteriorni smeri v prvih 10 s.
<b>A a-p 2</b>	Povprečna amplituda nihanja v antero-posteriorni smeri v srednjih 10 s.
<b>A a-p 3</b>	Povprečna amplituda nihanja v antero-posteriorni smeri v zadnjih 10 s.
<b>A fat m-l</b>	Indeks utrujenosti v medio-lateralni smeri. $A\ fat\ m-l = A\ m-l\ 1 / A\ m-l\ 3$ .
<b>A endu m-l</b>	Indeks vzdržljivosti v medio-lateralni smeri. $A\ endu\ m-l = A\ m-l\ 2 / A\ m-l\ 3$ .
<b>A fat a-p</b>	Indeks utrujenosti v antero-posteriorni smeri. $A\ fat\ a-p = A\ a-p\ 1 / A\ a-p\ 3$ .
<b>A endu a-p</b>	Indeks vzdržljivosti v antero-posteriorni smeri. $A\ fat\ a-p = A\ a-p\ 2 / A\ a-p\ 3$ .

Tabela 1. Opis vseh obravnavanih parametrov ter njihove okrajšave.

## Selection of body sway parameters

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2010; 1 (1&2): 5-12

parametri, ki jih merimo pri analizi BS občutljivi na spreminjanje zahtevnosti ravnotežne naloge. V ta namen smo uporabili manipulacije, ki vplivajo na senzorično-motorični sistem in manipulacije, ki vplivajo na osnovne mehanske značilnosti statičnega položaja, kot je spreminjanje velikosti podporne površine. Na podlagi dobljenih rezultatov smo želeli prepoznati tiste parametre, ki so najbolj občutljivi na spremembe težavnosti izvajanja ravnotežnih nalog.

### Metode

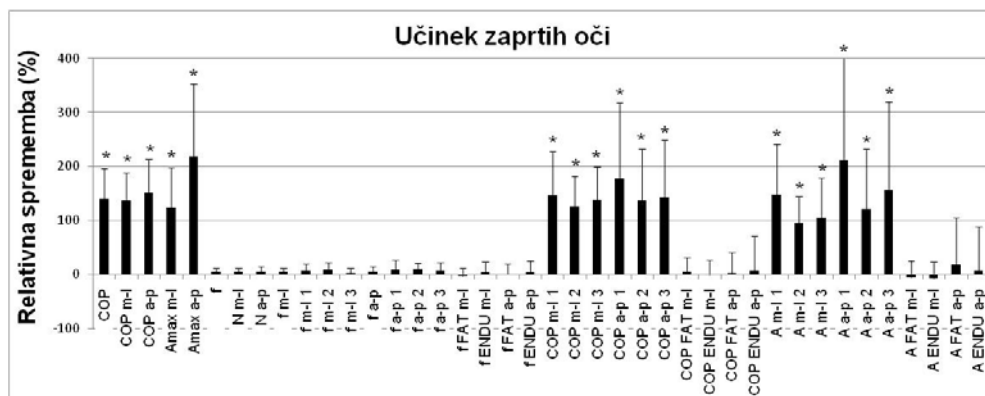
**Merjenci.** V raziskavi je sodelovalo 30 merjencev (13 moških in 17 žensk). Povprečna starost je bila  $26,3 \pm 4,7$  leta, povprečna višina pa  $178,4 \pm 3,76$  cm. Z vsemi merjenci smo pred pričetkom eksperimenta opravili razgovor, kjer so bili seznanjeni s potekom raziskav in morebitnimi nevarnostmi. Merjenci z nevrološkimi obolenji, ortopedskimi poškodbami ali motnjami vestibularnega ali vidnega sistema niso bili vključeni v raziskavo. Pred pričetkom so vsi merjenci podpisali izjavo o zavestni privolitvi v sodelovanje pri meritvah.

**Merilni protokol.** Eksperiment je bil sestavljen iz meritev ravnotežja med ohranjanjem različnih težavnosti pokončne stoje na ravnotežni plošči. V ta namen so merjenci skušali ohranjati ravnotežni položaj v treh različnih pogojih. Z namenom zmanjševanja velikosti podporne površine smo uporabili dva različna položaja. V obeh položajih so morali merjenci ohranjati pokončen položaj trupa, pogled pa obdržati usmerjen v predhodno določeno točko. Roke so bile ves čas meritev položene na boke. Najenostavnejša ravnotežna naloga je bila pokončna stoja s stopali postavljenimi v širini bokov (eng. »Paralel Stance Hip Width« - (PS)). Drugo-težjo nalogo je predstavljala stoja na eni nogi, z odmikom druge noge od tal (eng. »Single Leg Stance« - (SL)). Naloge so merjenci opravili z odprtimi očmi (eng. »Open Eyes« - (OE)). Z namenom motnje senzorično-motoričnega sistema smo pri SL, odvezli vid z zapiranjem oči (eng. »Closed

Eyes« - (CE)). Triindvajset merjencev je bilo sposobno izvesti predpisano nalogo z zaprtimi očmi, pri 7-ih merjencih pa smo morali uporabiti tandemsko stoji pri kateri je bilo stopalo odvisne noge pred stopalom nasprotna noga; v stiku prsti-peta. (TS). Posamezno nalogo je merjenec izvedel trikrat po šestdeset sekund. Vrstni red izvajanja ravnotežnih nalog je bil naključen. Skupaj je merjenec opravil devet ponovitev.

**Zajem in obdelava podatkov.** Ravnotežje smo merili s pomočjo ravnotežne plošče AMTI (Watertown, USA) in jih zajeli z osebnim računalnikom. Obdelavo surovih podatkov smo izvedli s programsko opremo Wise-Coach (Wise Technologies, Ljubljana, Slovenia). Programska oprema vsebuje algoritme za izračun 40-ih parametrov (Tabela 1). Vsi parametri, razen indeksi utrujanja (FAT) ter vzdržljivosti (ENDU) ter na njih vezani 10-sekundni parametri, predstavljajo povprečje spremljanega parametra znotraj 60 minut trajajočega izvajanja ravnotežne naloge. Vsi parametri so bili v nadaljnji obdelavi preneseni v program za statistično obdelavo podatkov SPSS 13 (SPSS Inc., Chicago, USA), kjer je bila opravljena statistična analiza.

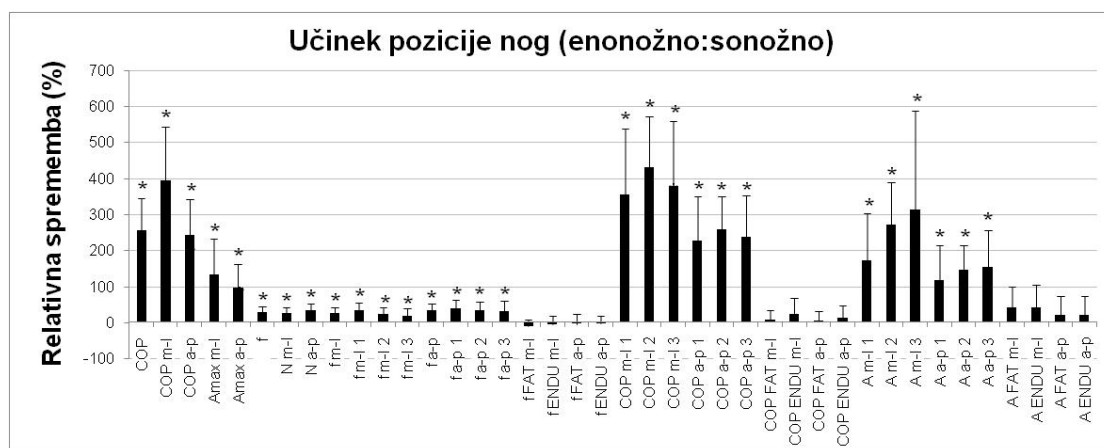
**Statistika.** S pomočjo koeficienta intraklasne korelacije (ICC) smo preverili ponovljivost izmerjenih parametrov med tremi opravljenimi ponovitvami iste naloge za vsak parameter posebej. V nadaljnjo obdelavo smo vključili povprečja posameznega parametra za tri zaporedne meritve. Opravljena je bila osnovna deskriptivna statistika za vsak parameter posebej. Občutljivost parametrov smo preverili s pomočjo enosmerne analize variance (ANOVA) ter pos-hoc t-testom z Bonferonijevo korekcijo. Primerjali smo parametre BS med PS-OE, SL-OE in SL-OE in SL-CE ali ST-OE, ST-CE. Pred tem smo preverili še normalnost porazdelitve posameznega parametra izmerjenega znotraj populacije v posamezni ravnotežni nalogi s pomočjo Kolmogorov-Smirnovskega testa.



**Grafu 1.** Prikaz vpliva odvzema vida. Vzorec merjencev zajema 29 ljudi. Pri obdelavi so združeni merjenci, ki so lahko izvajali SL\_CE ter merjenci, ki so izvajali ST\_CE, saj ANOVA primerjave relativnih efektov zaprtih oči pri obeh postavitvah nog ne kaže razlik. Sprememba posameznega parametra je prikazana kot % spremembe v SL-CE ali ST-CE glede na SL-OE ali ST-OE. Posamezen parameter predstavlja povprečje vseh treh ponovitev v enakih pogojih.

## Selection of body sway parameters

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2010; 1 (1&2): 5-12

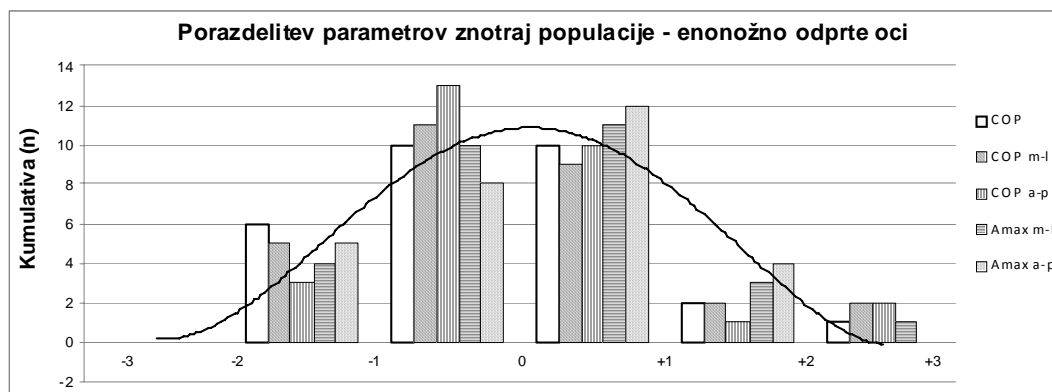


**Grafu 2.** Prikaz spreminjanja posameznih parametrov, kot posledica spreminjanja velikosti podporne površine. Sprememba posameznega parametra je prikazana kot % spremembe SL-PS. Posamezen parameter predstavlja povprečje vseh treh ponovitev v enakih pogojih.

### Rezultati

Parametri, ki se odzovejo na odvzem vida, so prikazani v grafu 1. Vidne so tri skupine parametrov, katerih vrednosti se povečajo in se statistično pomembno spremenijo ( $p < 0,001$ ). Vsi so vezani na pot COP in Amax. Najobčutljivejši parametri so COP, COP m-l, COP a-p, Amax m-l in Amax a-p. Ostali dve skupini parametrov, ki sta pokazali veliko občutljivost sta COP m-l 1 do 3, COP a-p 1 do 3, A m-l 1 do 3 in A a-p 1 do 3. Pri teh parametrih je opaziti večjo razpršenost v primerjavi s prvo skupino podatkov. Odziv posameznih parametrov na različno velikost podporne površine je prikazan v grafu 2. Ponovno je opaziti največje spremembe v treh sklopih parametrov ( $p < 0,001$ ), kot pri učinku zaprtih uči, le da na spremembo velikosti podporne površine odreagirajo tudi vsi parametri povezani s številom nihajev ter frekvenco nihanja ( $p < 0,001$ ). Najbolj občutljiv parameter je COP m-l, kar potrjuje tudi sprememba v Amax m-l. Nekoliko manj odreagira COP a-p. Ostali parametri, kot so COP m-l 1 do COP a-p 3 in A m-l 1

do A a-p 3, kažejo večjo variabilnost v primerjavi s prvimi petimi parametri. Kot prikazuje graf 3, so vrednosti vseh petih najbolj občutljivih parametrov z najnižjo razpršenostjo razporejene normalno (tabela 2), v vseh treh pogojih merjenja. Koeficienti sploščenosti in asimetričnosti ne kažejo statistično pomembnih asimetrij ali sploščenosti (standardna napaka za asimetričnost 0,4333, standardna napaka za sploščenost 0,845). Graf 3 prikazuje normalnost porazdelitve za pogoje SL-OE, vendar se enako obnašajo tudi v ostalih pogojih (tabela 2). Osnovna statistika; rezultati deskriptivne statistike so prikazani v tabeli 2. Primerjava povprečij parametrov za posamezne pogoje kaže na eksponentno rast vseh parametrov razen f, ki se ne spreminja veliko, razen za SL-CE. V večji meri se spremeni tudi variabilnost posameznega parametra z naraščajočo zahtevnostjo izvajanja ravnotežne naloge. Primerjava variabilnosti Amax m-l in Amax a-p kaže na večjo variabilnost Amax a-p in COP a-p v primerjavi s COP m-l. Parameter f kaže ravno obratno dinamiko, saj se



**Grafu 3.** Prikaz normalnosti porazdelitve petih najbolj občutljivih ter ponovljivih parametrov v SL-OE. Krivulja normalne porazdelitve je simbolična, koeficienti sploščenosti in asimetrije so navedeni v tabeli 2. X os prikazuje SD (standardni odklon) vrednosti.

## Selection of body sway parameters

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2010; 1 (1&2): 5-12

naloga	parameter	N	Min.	Maks.	Pov.	S.O.	Asim.	Splošč.	ICC
sonožno - odprte	COP	29	307,43	781,72	537,59	107,78	0,12	-0,16	0,83
	COP m-l	29	111,50	403,00	254,01	63,26	-0,03	0,37	0,85
	COP a-p	29	219,03	512,67	357,68	75,22	0,42	-0,41	0,77
	Amax m-l	29	6,20	20,10	13,05	3,92	0,07	-0,99	0,54
	Amax a-p	29	13,03	43,17	21,26	8,42	1,52	1,77	0,67
	f	29	2,21	3,90	2,92	0,40	0,26	0,14	0,86
enonožno - odprte oči	COP	29	1350,64	2657,24	1849,26	323,51	0,63	0,36	0,87
	COP m-l	29	862,77	1811,50	1187,26	230,57	0,86	0,81	0,87
	COP a-p	29	772,60	1835,57	1185,81	234,56	0,84	1,04	0,88
	Amax m-l	29	19,30	39,03	27,37	4,34	0,62	0,67	0,61
	Amax a-p	29	25,27	49,60	37,48	6,22	-0,09	-0,77	0,29
	f	29	3,19	4,17	3,71	0,24	-0,25	-0,11	0,69
enonožno - zaprte oči	COP	22	2756,42	6049,81	4272,12	836,42	0,51	-0,11	0,66
	COP m-l	22	1809,43	3660,43	2702,29	476,50	0,26	-0,38	0,80
	COP a-p	22	1787,40	4025,73	2821,78	617,42	0,48	-0,50	0,56
	Amax m-l	22	43,27	103,80	60,38	18,48	1,36	0,90	0,70
	Amax a-p	22	43,47	275,53	119,46	59,15	1,20	1,31	0,17
	f	22	3,47	4,59	3,91	0,25	0,64	1,36	0,87

Tabela 2. Prikaz osnovne statistike za najboljčujivejše parametre v vseh izmerjenih pogojih s

variabilnost s povečano zahtevnostjo ravnotežne naloge zmanjša. Ponovljivost posameznega parametra znotraj treh zaporednih meritev, merjenih z ICC kaže na največjo ponovljivost ter najnižjo razpršenost podatkov pri parametrih COP, COP m-l, ter f. Za našete parametre lahko sklepamo, da je ponovljivost dobra. Ponovljivost COP a-p je slabša v primerjavi s ponovljivostjo COP m-l, čemur je lahko razlog večja razpršenost merjenih podatkov. Nekoliko slabšo ponovljivost kažeta parametra Amax m-l ter Amax a-p v vseh merjenih pogojih ( $ICC < 0,85$ ). Slabšo ponovljivost se je pokazala za parametre vezana na N, FAT in ENDU ( $ICC < 0,5$ ) in večjo razpršenost podatkov znotraj vzorca, ki so bili izključeni iz nadaljnje obdelave.

### Diskusija

Merjenje ravnotežja ima pomembno vlogo v športu, rehabilitaciji ter klinični in raziskovalni praksi. Za natančno vrednotenje posameznih delov ravnotežja potrebujemo teste, ki imajo zadostno merilno moč, kar pogojujejo trije osnovni dejavniki. Prvi dejavnik je ponovljivost rezultatov, ki jih pridobimo z meritvijo.

Testi ravnotežja so se izkazali kot ponovljivi, tako znotraj zaporednih ponovitev, kot znotraj meritev opravljenih z večjim časovnim zamikom [5,9,11]. Tudi parametri BS, ki smo jih izmerili mi, so pokazali ponovljivost, ki se sklada z navedbami ostalih avtorjev. Nekateri kumulativni parametri kažejo boljše ponovljivost znotraj zaporedno opravljenih ponovitev, ki je višja od 0,85. Dodatno potrjuje dobro ponovljivost teh parametrov dejstvo, da se ponovljivost bistveno ne poslabša ali celo ostaja na omenjenem nivoju tudi, kadar smo jih spremljali v težjih ravnotežnih nalogah. Slabša ponovljivost se je pokazala za ostale parametre, ki neposredno merijo pot COP (Amax), število nihajev, indeks utrujenosti in indeks vzdržljivosti. Pri teh testih ne moremo zaključiti, da so zadostno ponovljivi. Razloge lahko iščemo v pričanjih nekaterih drugih avtorjev, ki navajajo, da je potrebno za doseganje zadostne ravni ponovljivosti opraviti vsaj dve meritvi daljši od 30-ih sekund[7]. Parametri, ki so se v našem primeru izkazali za slabše ponovljive, prikazujejo vrednosti parametra znotraj deset sekundnega intervala ob začetku, v sredini in ob zaključku izvajanja 60-sekundne serije,

## Selection of body sway parameters

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2010; 1 (1&2): 5-12

kar je po pričanju nekaterih avtorjev prekratek čas za doseganje želenega nivoja ponovljivosti [7]. Ti parametri se uporabljajo za izračun indeksov utrujanja in vzdržljivosti, ki pa posledično ravno tako niso zadostno ponovljivi. Kot parameter z dobro ponovljivostjo se je izkazala frekvenca nihanja. Parametri, ki spremljajo amplitudo nihanja (Amax), so se v naši študiji pokazali kot slabše ponovljivi. Razloge lahko iščemo v naravi parametra. Na njegovo vrednost v veliki meri vplivajo nenadni dogodki, kot so večji korekcijski gibi in s tem večja maksimalna amplituda gibanja COP, ki pa ne odraža povprečja amplitude nihanja skozi celotno merjeno nalogo. S tem se poveča razpršenost vrednosti posameznega parametra, kar pa ICC zazna kot slabšo ponovljivost parametra. Drug pomemben dejavnik merilne moči testa je občutljivost na spremembe v merjeni sposobnosti. Namen naše študije je bil, pokazati občutljivost posameznih parametrov, ki smo jih uporabili za opis kvalitete ohranjanja ravnotežja v merjenih položajih. Občutljivost petih parametrov (COP, COP m-l, COP a-p, Amax m-l, Amax a-p), ki sicer odražajo presek treh ponovitev se je izkazala kot velika, saj so bile spremembe nad 100% v primerjavi z enostavnejšo ravnotežno nalogo. Za stopnjevanje zahtevnosti ravnotežnih nalog smo uporabili dva pristopa. Z omejitvijo stoje na eni nogi smo zmanjšali podporno površino, z odvzemom vida pa smo izključili velik del senzornih informacij, ki jih telo potrebuje za ustvarjanje referenčnih vrednosti v prostoru in posledično prepoznavanja gibanja ter položajev lastnega telesa. Na odvzem vida se je najintenzivneje odzval parameter Amax v a-p smeri. Na zmanjšano podporno površino pa se je najintenzivneje odzval parameter COP m-l, ki je verjetno posledica kumulativnega efekta večjega prirastka Amax m-l in f m-l. Zaključimo lahko, da je sprememba ravnotežnih nalog v primeru odvzema vida povzročila povečano nihanje telesa v anteriorno – posteriorni smeri, zmanjšanje podporne površine pa v medialno lateralni smeri. Z gotovostjo ne moramo trditi, da lahko z izbiro motnje izzovemo določeno gibalno strategijo, kot je strategija gležnja ali kolkov. Sklepamo lahko, da je zmanjšanje podporne površine, ki je bila največja ravno v medialno - lateralni smeri povzročila večjo koriščenje strategije bokov. Kakorkoli že, izbrani parametri BS so se izkazali kot izredno občutljivi. Nekoliko manjšo občutljivost kažeta parametra Amax m-l in Amax a-p. Njuna razpršenost je nekoliko večja, na kar lahko vplivajo že prej opisani enkratni ekstremni nihaji, ki vplivajo na večjo variabilnost parametra. Tudi ostali dve skupini parametrov, ki kažejo občutljivost na spremenjeno težavnost ravnotežnih nalog kažejo večjo razpršenost, hkrati pa imajo tudi slabo ponovljivost. S tem jih težko sprejmemo kot veljavne parametre merjenja BS. Kot neobčutljivi so se izkazali tudi indeksi utrujenosti in vzdržljivosti, ki opisujejo dinamiko spreminjanja

posameznega parametra skozi posamezno ponovitev. Razloge za slabšo občutljivost lahko iščemo v že prej opisanih deficitnih parametrih, iz katerih se ti indeksi tudi računajo. Razlog je lahko tudi nespremenjena dinamika, kljub spreminjanju intenzivnosti ravnotežnih nalog. Skupno lahko rečemo, da so indeksi utrujanja ter vzdržljivosti v takšni obliki, kot smo jih uporabili mi, neuporabni za analizo ravnotežja. Izvajanje ravnotežne vadbe se pogosto opravičuje kot trening, ki izboljša sposobnost živčno-mišičnega sistema, da pravočasno zazna potencialno nevarne odmike od nevtralnega položaja, in izvede ustrezno kompenzatorno gibalno akcijo. S tem se zmanjša nevarnost za padce, ki lahko vodijo v poškodbe, kar je izrednega pomena pri preprečevanju padcev starejših ljudi. Podobno velja tudi za šport. Cilj ravnotežne vadbe je izboljšanje natančnega nadzora ravnotežja in hkrati izboljšanje stabilnosti posameznih sklepnih sistemov med delovanjem zunanjih, potencialno nevarnih, motenj. Med glavne dejavnike izboljšanja sklepne stabilnosti se štejejo povečana mišična koaktivacija in hitrejši živčno-mišični odzivi na razteg. Zahtevnost ohranjanja stabilnosti in togosti sklepa izzovemo z ravnotežno vadbo ravno s tem, da je pogostost hitrih mišičnih kontrakcij povečana, navadno pa ne prihaja do večjih obremenitev z vidika sil ki nastopajo. Zanimiv vpogled v to dogajanje nudijo izsledki naše študije. Na povečanje zahtevnosti ravnotežnih nalog se telo odzove s povečano amplitudo nihanja, v veliko manjši meri pa s povečanjem frekvence nihanja. V nekoliko večji meri se frekvenca nihanja spremeni le ob odvzemu vidnih informacij. Kot kaže telo izbira strategijo ohranjanja ravnotežja s povečanjem amplitude nihanja, v manjši meri pa s povečanjem frekvence. Ostaja oprto vprašanje kakšne so razlike med ljudmi z dobrim ravnotežjem in tistimi s slabšim ravnotežjem. Kot kažejo podatki Šarabona in Omejca (neobjavljeni podatki) se v pogojih dinamičnega ravnotežja kvaliteta sposobnosti odraža tudi v večji frekvenci nihanja in nižji opravljeni poti. Torej, ali se s treningom statičnega ravnotežja izboljša frekvenca nihanja, ali pa je telo sposobno hitreje zaznati odklone od nevtralnih položajev in se s tem hitreje odzvati na račun hitrejše zaznave in s tem manjše amplitude nihanja? Tretji in najpomembnejši dejavnik, s katerim določamo merilno moč testa je veljavnost, sposobnost testa, da meri tiste lastnosti/sposobnosti, ki jih želimo. V primeru meritev BS želimo vrednotiti ravnotežje, ki je glede na fizikalne zakonitosti definirano kot gibanje projekcije COP na podlago glede na podporno površino in meri neposredno lastnost, ki nas zanima. Zaključimo lahko, da imajo statični testi ravnotežja merjeni z BS veliko merilno moč. Z upoštevanjem napotkov o trajanju ter številu ponovitev lahko zagotovimo ustrezno ponovljivost. Kot kažejo izsledki naše raziskave pa so najobčutljivejši kumulativni parametri, kot so skupna pot COP in pot COP v posameznih smereh. Parametri

## Selection of body sway parameters

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2010; 1 (1&2): 5-12

zaznajo spremembo v strategijah ohranjanja ravnotežja ob povečanju intenzivnosti ravnotežne naloge. Parametri, ki odražajo dinamiko spreminjanja posameznega parametra med 60 sekundnimi ponovitvami niso dovolj ponovljivi ter občutljivi. Dobljene merske lastnosti posameznih parametrov opravičujejo in potrjujejo njihovo uporabo in vrednost v praksi in v nadaljnjih raziskovalnih prizadevanjih.

### Acknowledgements

The authors acknowledge support of the EU Interreg-IV A- Programme Österreich - Slowakei, Project No. SK-AT\_080612\_N0008 „Mobilität im Alter“ and Austrian national co-financing of the BM BWK.F

### Corresponding Author

Nejc Sarabon, University of Primorska, Science and Research Centre, Institute for Kinesiological Research, Garibaldijeva 1, SI 6000 Koper, Slovenia. E-mail: nejc.sarabon@zrs.upr.si.

### References

- [1] Ageberg E, Zatterstrom R, Moritz U. Stabilometry and one-leg hop test have high test-retest reliability. *Scand J Med Sci Sports* 1998; 8: 198-202.
- [2] Baker CP, Newstead AH, Mossberg KA, Nicodemus CL. Reliability of static standing balance in nondisabled children: comparison of two methods of measurement. *Pediatr Rehabil* 1998; 2: 15-20.
- [3] Brouwer B, Culham EG, Liston RA, Grant T. Normal variability of postural measures: implications for the reliability of relative balance performance outcomes. *Scand J Rehabil Med* 1998; 30: 131-137.
- [4] Djupsjobacka M, Johansson H, Bergenheim M. Influences on the  $\gamma$ -muscle-spindle system for muscle afferent stimulation by increased intramuscular concentrations of arachidonic acid. *Brain Research* 1994; 663: 293-302.
- [5] Elliott C, Murray A. Repeatability of body sway measurements; day-to-day variation measured by sway magnetometry. *Physiol Meas* 1998; 19: 159-164.
- [6] Emery CA. Is there a clinical standing balance measurement appropriate for use in sports medicine? A review of the literature. *J Sci Med Sport* 2003; 6: 492-504.
- [7] Helbostad JL, Askim T, Moe-Nilssen R. Short-term repeatability of body sway during quiet standing in people with hemiparesis and in frail older adults. *Arch Phys Med Rehab* 2004; 85: 993-999.
- [8] Horak F, Nasher L, Diener H. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research* 1990; 82: 167-177.
- [9] Ishizaki H, Pyykkö I, Aalto H, Starck J. Repeatability and effect of instruction of body sway. *Acta Otolaryngol* 1991; 481: 589-192.
- [10] Kamen G, Patten C, Du CD, Sison S. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. *Gerontology* 1998; 44: 40-45.
- [11] Korpelainen R, Kaikkonen H, Kampman V, Korpelainen JT. Reliability of an inclinometric method for assessment of body sway. *Technol Health Car* 2005; 13: 115-124.
- [12] Latash ML, Krishnamoorthy V, Scholz JP, Zatsiorsky VM. Postural synergies and their development. *Neural Plast* 2005; 12: 119-130.
- [13] Mattacola CG, Lebsack DA, Perrin DH. Intertester reliability of assessing postural sway using the Chattecx balance system. *J Athl Train* 1995; 30: 237-242.
- [14] Nawoczenski DA, Sharp WB, Maiers DJ, Patterson JE, Soderberg GL. Reliability of performance measurements obtained using the stability testing and rehabilitation station (STARStation). *Phys Ther* 1991; 71: 706-714.
- [15] O'Sullivan BS, Schmitz JT (eds): *Physical Rehabilitation: Assessment and Treatment*, (4th ed.), F. A. Davis Company, London, 2001.
- [16] Pincivero DM, Lephart SM, Henry TJ. Learning effects and reliability of the Biodex Stability System. *J Athl Train* 1995; 30 : S35.
- [17] Proske U. What is the role of muscle receptors in proprioception? *Muscle Nerve* 2005; 31: 780-787.
- [18] Rogind H, Simonsen H, Era P, Bliddal H. Comparison of Kistler 9861A force platform and Chattecx Balance System for measurement of postural sway: correlation and test-retest reliability. *Scand J Med Sci Sports* 2003; 13: 106-114.
- [19] Schmitz R, Arnold B. Intertester and intratester reliability of a dynamic balance protocol using the Biodex stability system. *J Sport Rehab* 1998; 7: 95-101.
- [20] Whitney SL, Poole JL, Cass SP. A review of balance instruments for older adults. *Am J Occup Ther* 1998; 52: 666-671.
- [21] Winter DA. Human Balance and posture control during standing and walking. *Gait&Posture* 1995; 3: 192-214.
- [22] Yim-Chiplis PK, Talbot LA: Defining and measuring balance in adults. *Biol Res Nurs* 2000; 1: 321-331.