

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

Matea Mak i Vesna Kušćević

**OPISIVANJE RAVNOTEŽE
ČOVJEKA ZASNOVANO NA
ANALIZI ZNAČAJKI IZLAZNIH
SIGNALA SENZORSKIH ČVOROVA**

Zagreb, 2019.

Ovaj rad izrađen je na Zavodu za elektroničke sustave i obradbu informacija na Fakultetu elektrotehnike i računarstva Sveučilišta u Zagrebu, pod vodstvom prof.dr. sc. Ratka Magjarevića i predan je na natječaj za dodjelu Rektorove nagrade u akademskoj godini 2018./2019.

SADRŽAJ

1. Uvod	1
2. Mjerenje ravnoteže	3
3. Metode i materijali	5
3.1. Funkcionalne aktivnosti i ispitanici	5
3.2. Oprema	7
3.2.1. Inercijski senzorski čvor Shimmer	7
3.2.2. Tlačna platforma Zebris	8
3.2.3. Ortoza	9
3.2.4. Pijane naočale	10
4. Obrada podataka	11
4.1. Računanje značajki	11
4.1.1. Značajke iz podataka sa Shimmer akcelerometra.	11
4.1.2. Značajke iz podataka sa Zebris platforme	12
4.1.3. Generiranje značajki iz podataka sa Zebris platforme	14
5. Rezultati	16
5.1. Berg test	16
5.1.1. Podaci iz akcelerometra	16
5.1.2. Podaci sa Zebris platforme	19
5.2. Hodanje	23
5.2.1. Podaci iz akcelerometra	23
5.2.2. Podaci sa Zebris platforme	25
6. Diskusija	26
6.1. Analiza rezultata prema aktivnostima	27
6.2. Analiza rezultata prema uzroku posturalne nestabilnosti	29

6.3. Analiza rezultata prema tipu senzorskog čvora	29
7. Zaključak	30
Literatura	32

1. Uvod

Razvoj tehnologije, a time i biomedicinskog inženjerstva doprinosi povećanju kvalitete medicinskih usluga. Zahvaljujući dostupnosti senzora više osjetljivosti, uređaja s većim memorijskim kapacitetom i jačoj procesorskoj snazi moguća je preciznija dijagnostika i praćenje rehabilitacije no ikad prije. Jedno od područja biomedicinskog inženjerstva u kojem razvoj tehnologije ima značajan utjecaj je proučavanje ravnoteže i posturalne kontrole.

Definicija ravnoteže uključuje koordinaciju senzomotornih strategija radi stabilizacije centra mase (CoM) za vrijeme smetnji na posturalnoj stabilnosti iniciranim od vlastite strane ili vanjskim mehanizmima [1]. Gubljenje ravnoteže može biti posljedica čitavog niza uzroka, počevši od mehaničkih razloga, kao što je nepotpuna rehabilitacija nakon loma noge, do vrlo teških bolesti kao što je Parkinsonova bolest. Osim u dijagnostici, praćenje posturalne stabilnosti u svrhu prevencije padova jedan je od osnovnih problema i predmeta istraživanja gerontologije jer je povećanje broja padova i njihovih posljedica usko povezano sa starenjem. Prema podacima iz [2]-[4] u prosjeku jedna trećina populacije starije od 65 godina iskusila je barem jedan pad godišnje. Štoviše, ova se statistika povećava za 50% među ljudima u dobi iznad 85 godina. Uz to, padovi su čest razlog zbog kojeg stariji ljudi pohode odjele za hitnu pomoć, čime se povećava rizik od ponovnih padova, funkcionalnog propadanja i smrtnosti [5]-[7]. Trend starenja populacije u zapadnoeuropskim zemljama [8] čini ovu temu zanimljivijom zbog njene suvremenosti.

Osnovni motivi praćenja ravnoteže su dijagnostika i praćenje bolesti čiji je simptom gubitak ravnoteže, ali i pravovremeno reagiranje na smanjenu posturalnu kontrolu da bi se prevenirali padovi i potencijalne ozljede. Iz navedenih razloga postoji potreba za objektivnim mjerama koje kvalitetno opisuju razinu posturalne stabilnosti pacijenta.

Glavni cilj ovog istraživanja je objektivizacija mjerenja ravnoteže uspoređivanjem veličina dobivenih senzorskim mjerenjem. Iz navedenog cilja proizlaze sljedeći zadaci istraživanja:

1. Ispitati koje su statičke funkcionalne aktivnosti pogodne za senzorska mjerenja

- i koje značajke iz tih mjerenja opisuju razinu posturalne stabilnosti;
2. Ispitati koje su dinamičke funkcionalne aktivnosti pogodne za senzorska mjerenja i koje značajke iz tih mjerenja opisuju razinu posturalne stabilnosti;
 3. Ispitati može li se gubitak stabilnosti uzrokovan kognitivnim i mehaničkim razlozima prepoznati pomoću istih značajki;
 4. Procijeniti daju li više informacija značajke s akcelerometra ili tlačne platforme i predložiti koje se mogu kombinirati u zajedničku značajku.

U drugom poglavlju rada prikazane su postojeće metode za mjerenje ravnoteže, definirana je i detaljnije opisana Berg skala za mjerenje ravnoteže. Kroz treće poglavlje opisani su uređaji i metode korišteni za potrebe istraživanja te sama procedura eksperimenta. Četvrto poglavlje sadržava opis procesiranja podataka i izračuna značajki. Peto poglavlje su dobiveni rezultati, šesto je diskusija nad njima, a sedmo je poglavlje zaključak.

2. Mjerenje ravnoteže

Kao što je opisano u uvodu, mjerenje ravnoteže ima raznoliku primjenu: od dijagnosticiranja teških bolesti [9] do određivanja fizioterapijskih protokola pri rehabilitaciji [10]. Zbog toga, ali i zbog velikog broja različitih uzroka gubitka ravnoteže, za njenu procjenu postoji širok spektar metoda.

Osnovna podjela ispitivanja ravnoteže je na statičko i dinamičko određivanje, a određuje se s obzirom na funkcionalne aktivnosti za vrijeme čijeg izvođenja se prati sposobnost stabilizacije centra mase. Kod statičkih vježbi zadržava se pozicija tijela bez pomicanja, dok se dinamičkim vježbama utječe na sposobnost zadržavanja ravnotežnog položaja pravovremenim pomicanjem centra težišta tijela u sredinu oslonačne površine pod utjecajem neke sile [11]. Osim pomoću vježbi koje se izvode “na jednom mjestu”, dinamička se ravnoteža može procjenjivati iz jednolikog hoda. Neke od metoda koje se najčešće koriste u praksi su Rombergov test, test “Ustani i Idi” (eng. *TimedUp&Go test*), Barréov test, test ustajanja (eng. *Sit to stand test*) i slične. Ove se metode imaju učestalu primjenu zbog njihove jednostavnosti i kratkog trajanja.

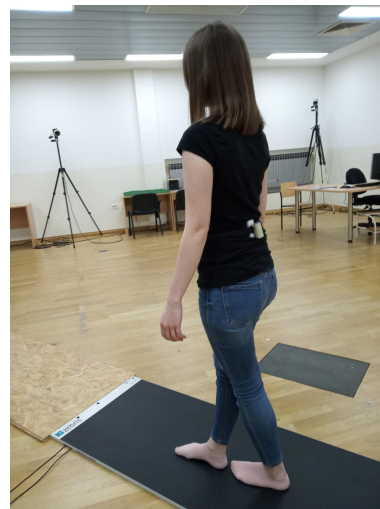
Ipak, za ovo istraživanje bio je potreban test koji sadržava veći broj raznovrsnih aktivnosti (statičkih i dinamičkih) kako bi pristup promatranju posturalne stabilnosti bio sveobuhvatan i kako bi se među različitim aktivnostima mogle prepoznati one koje su najpogodnije za senzorska mjerenja. Iz navedenih razloga odabran je modificirani test ravnoteže prema Berg skali koji, između ostalog, sadrži i elemente gore nabrojanih metoda.

Test prema Berg skali ravnoteže (eng. *Berg Balance Scale*) klinički je test široke primjene za testiranje statičkih i dinamičkih ravnotežnih sposobnosti osobe [19], imenovan prema Katherine Berg, jednoj od autora [20]. Među funkcionalnim testovima ravnoteže, Berg test smatra se zlatnim standardom [21].

Test se sastoji od 14 funkcionalnih (statičkih i dinamičkih) aktivnosti za procjenu ravnoteže kao što su: tandem Romberg, stajanje na jednoj nozi, podizanje objekta s poda, posezanje prema naprijed s ispruženom rukom, okretanje oko vlastite osi, alternirano podizanje nogu s poda na stolac i slične. Validacijom testa pomoću mjerenja



(a) Funkcionalna aktivnost broj 12.



(b) Funkcionalna aktivnost broj 13.

Slika 2.1: Aktivnosti Berg testa.

starijih ispitanika pokazano je da postoji statistički značajna povezanost rezultata testa s kliničkim rezultatima, laboratorijskim mjerenjima i predviđanjem padova [12]. Na slici 2.1 prikazano je izvođenje dvije aktivnosti Berg testa.

Berg test je izveden s ciljem da se izradi objektivna mjera osjetljiva na promjene posturalne stabilnosti, ali što manje ovisna o procjenitelju (liječniku), zbog čega je sastavljena skala pomoću koje se ocjenjuje izvedba svake vježbe prema definiranim mjerama i pri čemu suma ocjena pojedinih aktivnosti služi za procjenu ukupne razine posturalne stabilnosti. U sklopu ovog rada ispitanici su izvodili modificirani (reducirani) Berg test koji sadržava od 9 od 14 predloženih aktivnosti. Za izvođenje modificiranog Berg testa potrebno je oko 15 minuta i nije potrebna komplicirana dodatna oprema, zbog čega je prikladan za kliničko izvođenje i istraživanja. Funkcionalne aktivnosti i redoslijed kojim su ih ispitanici izvodili u sklopu istraživanja opisani su u sljedećem poglavlju.

3. Metode i materijali

3.1. Funkcionalne aktivnosti i ispitanici

Istraživanje Berg testa ravnoteže odvijalo se u prostoru Kineziološkog fakulteta u Zagrebu. Ukupno šesnaest ispitanika izvodilo je modificiranu verziju Berg testa, redom sljedećih aktivnosti:

1. Stajanje sa zatvorenim očima i nogama u širini ramena 10 sekundi;
2. Stajanje s otvorenim očima i skupljenim nogama jednu minutu;
3. Posezanje prema naprijed ispruženom rukom;
4. Podizanje objekta s poda;
5. Pogled preko lijevog pa desnog ramena;
6. Okretanje oko vlastite osi za 360°;
7. Alternirano podizanje nogu s poda na stolcu u trajanju od 20 sekundi;
8. Stajanje s jednom nogom ispred druge u trajanju od 30 sekundi;
9. Stajanje na jednoj nozi u trajanju od 10 sekundi;
10. Jednoliki hod.

Deseta aktivnost mjerena u istraživanju je snimka jednolikog hoda koji ne spada među aktivnosti modificiranog Berg testa, ali koji je mjeran kako bi se povećao opseg informacija i sveobuhvatnost istraživanja.

S obzirom na samu definiciju ravnoteže [1] simulirana su dva uzroka gubljenja ravnoteže: smetnja na posturalnoj stabilnosti inicirana od vlastite strane i smetnja inicirana vanjskim mehanizmom. To je izvedeno tako da je svaki ispitanik izvodio svih

Tablica 3.1: Podaci o ispitanicima.

Redni broj ispitanika	Spol	Godine	Visina(cm)	Težina(kg)
1.	M	24	180	73
2.	M	23	189	81.2
3.	M	25	193	100
4.	M	22	182	72
5.	M	21	175	65.8
6.	Ž	21	170	90
7.	M	21	172	68.5
8.	M	21	178	67
9.	Ž	22	172	81.3
10.	Ž	22	166	62.3
11.	Ž	23	165	97.7
12.	M	23	175	88.5
13.	M	21	180	78.5
14.	Ž	23	170	59
15.	M	23	180	71
16.	M	22	179	86

deset ranije navedenih aktivnosti po tri puta. Jednom bez ikakve dodatne opreme, jednom s naočalama za kognitivno narušavanje ravnoteže (smetnja inicirana od vlastite strane) te jednom s mehaničkim ograničavanjem, odnosno ortozom postavljenom na nogu (smetnja inicirana od vanjske strane).

U Tablici 3.1 nalaze se podaci o ispitanicima. Svi su ispitanici potpisali informirani pristanak za sudjelovanje u istraživanju. U istraživanju je sudjelovalo ukupno 16 osoba, od čega 5 žena i 11 muškaraca. Prosječna dob ispitanika je 22.31 godine, a prosječna visina i težina su 176.63 centimetara, odnosno 77.62 kilograma. Osim navedenih podataka, ispitanicima se mjerio i krvni tlak te se ispitivala dominantna noga. Podaci korišteni u radu snimljeni su inercijskim senzorskim čvorom Shimmer te tlačnom platformom Zebris, a redoslijed izvođenja Berg testa (normalno, naočale, ortoza) bio je nasumičan.



Slika 3.1: Shimmer3 inercijska jedinica. Preuzeto iz [18]

3.2. Oprema

3.2.1. Inercijski senzorski čvor Shimmer

Jedan od dva korištena senzorska uređaja je inercijski senzorski čvor Shimmer3, proizvod komercijalne namjere, prikazan na slici 3.1.

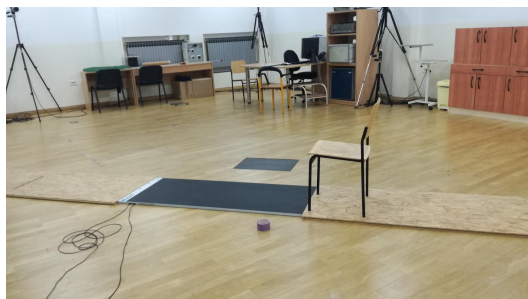
Shimmer3 senzorski čvor sadržava dva akcelerometra (niskošumni akcelerometar i akcelerometar širokog dometa velike dinamike), žiroskop i magnetometar. Za potrebe ovog rada korišten je isključivo akcelerometar širokog dometa, a snimane su akceleracije do 4g. Korišteni akcelerometar je troosni, sastavljen od tri međusobno ortogonalna jednoosna akcelerometra.

Akceleracija je definirana kao promjena brzine na tijelu u gibanju. Dvije osnovne komponente akceleracije su gravitacijska i inercijska akceleracija, gdje je ukupna akceleracija njihov vektorski zbroj. Inercijska akceleracija produkt je svake sile na tijelo osim gravitacijske. Zbog navedenog možemo zaključiti da praćenje ukupne akceleracije (u svim smjerovima) i računanje njezinih značajki može dati korisne informacije o pomicanju tijela, a time i o ravnoteži.

Senzorski čvor Shimmer3 je ispitanicima postavljan na donji dio kralježnice, gdje bi trebao biti centar mase [13]. Na slici 3.2a može se vidjeti položaj Shimmer3 senzorskog čvora na ispitanici. Položaj senzorskog čvora određen je visinom osobe, pa se prije izvođenja funkcionalnih aktivnosti uzimala i ta mjera, a frekvencija uzorkovanja akceleracije bila je 204.8 Hz. Veličine snimane ovim senzorskim čvorom prenesene su bežično *Bluetooth* tehnologijom na osobno računalo.



(a) Položaj Shimmer senzorskog čvora



(b) Tlačna platforma Zebris i hodajuća staza

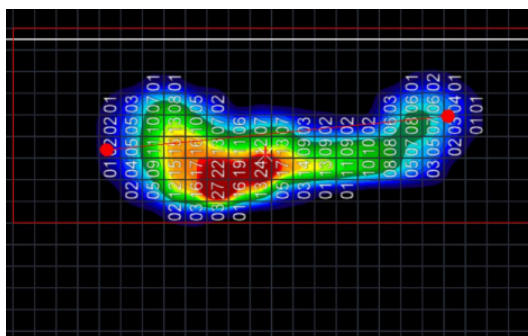
Slika 3.2: Korištena oprema.

3.2.2. Tlačna platforma Zebris

Drugi senzorski čvor korišten za ovo istraživanje je tlačna platforma, proizvod tvrtke Zebris, koja u sebi ima ugrađene kapacitivne senzore pritiska. Ovakav i njemu slični proizvodi koriste se u rehabilitaciji, kod fizioterapije i za promatranje sportaša. Na tlačnu platformu je postavljeno 176 senzora u vertikalnom i 64 senzora u horizontalnom smjeru s kojih se očitavaju podaci o raspodjeli pritiska. Na slici 3.2b prikazana je tlačna platforma u laboratoriju na Kineziološkom fakultetu. Tlačna platforma je integrirana u hodajuću stazu kako ispitanici ne bi mijenjali uobičajeni hod za vrijeme hodanja preko nje.

Tlačna platforma Zebris ima višestruke opcije za oblik spremanja podataka, kao što su: CSV, JPG, XML, video, itd. Za potrebe ovog rada korišteni su prvenstveno podaci u XML formatu, iz kojih su potom daljnjom obradom izvučene značajke. Ti su podaci korišteni za proračun značajki nad mjerenjima za vrijeme funkcionalnih aktivnosti modificiranog Berg testa. Osim navedenog proizvođač isporučuje programski paket uz mogućnost automatskog izračuna pojedinih parametra i njihovog ispisa u PDF formatu [14]. U sklopu ovog istraživanja ti su podaci korišteni za proračun značajki hoda (aktivnost 10).

Frekvencija uzorkovanja slike vrijednosti pritiska na sensorima kod izvođenja Berg testa ravnoteže i hodanja na ovoj platformi bila je 100 Hz. Na slici 3.3 prikazan je jedan uzorak raspodjele pritiska na platformi.



Slika 3.3: Uzorak raspodjele pritiska na platformi. Preuzeto iz [14]



(a) Ortoza za koljeno



(b) Prijane naočale

Slika 3.4: Korištena oprema.

3.2.3. Ortoza

Kako bi se ispitanicima mehanički ograničilo kretanje i narušila ravnoteža korištena je ortoza za stabilizaciju koljena (Innovator DLX Cool ROM, Ossur). Ortoza je ortopedsko pomagalo koje se koristi kod rehabilitacije, za stabilizaciju i podržavanje dijelova tijela. Kod analize ravnoteže izvođenjem Berg testa koristila se ortoza za koljeno koja je prikazana na slici 3.4a. Osim već ranije navedenih funkcija, ortoza može služiti za imobilizaciju i kontrolu koljena, usmjeravanje koljena te ograničavanje kretanja koljena u određenom smjeru [15]. Fleksija i ekstenzija dva su važna pojma kod ograničavanja kretanja koljena.

Fleksija je kut pod kojim se koljeno može savinuti, a ekstenzija je kut po kojem se koljeno može ispružiti. Korištena ortoza ima mogućnost podešavanja fleksije na: 0° ,

10°, 20°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°, 105°, 120°, a ekstenzije na: 0°, 10°, 20°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90°. Svrha ovog eksperimenta nije bila ograničiti ispitanike u potpunosti, jer se takva prirodna oštećenja vide i bez korištenja senzorskih čvorova koji bi mjerili hod ili stajanje, nego su ispitanici bili mehanički ograničeni na stupnjeve kod kojih oštećenje nije jasno vidljivo. Konkretno, fleksija je bila namještena na 90°, a ekstenzija na 20°.

3.2.4. Pijane naočale

Ispitanicima je uzrokovan poremećaj i na kognitivnoj razini, a to je učinjeno pomoću naočala koje simuliraju pijanstvo. (Slika 3.4b)

Ovakve naočale inače se upotrebljavaju u edukacijske svrhe, kako bi se djeci i mladima dočarao negativan utjecaj alkohola. Jedna od glavnih nuspojava prekomjernog konzumiranja alkohola je gubitak ravnoteže, pa su ove naočale prikladno pomagale u eksperimentu. Unutar naočala nalaze se posebno izrezane leće koje iskrivljuju sliku i percepciju. Slika koju čovjek vidi gledajući kroz naočale prilično je jasna, ali je zbunjujuća za um što se očituje neuravnoteženim kretanjem. Postoje različite izvedbe naočala koje simuliraju različitu razinu pijanstva, a u ovom istraživanju pri izvođenju Berg testa ispitanici su nosili naočale koje predstavljaju 3.5‰ alkohola u krvi [16].

4. Obrada podataka

4.1. Računanje značajki

4.1.1. Značajke iz podataka sa Shimmer akcelerometra.

Poslije snimanja aktivnosti obrađeni su podaci kako bi se iz njih mogla izvući korisna informacija. Podaci iz akcelerometra snimani su za svaku aktivnost posebno, pa nije bila potrebna nikakva posebna predobrada, jer su već bili u potrebnom formatu. Nakon sortiranja po ispitanicima, aktivnostima i izvođenju, podaci su učitani u *Matlab* programsko okruženje. Sve formule za značajke napisane su u jednoj skripti, pa se svaki set podataka učitavao samo jednom. Značajke koje su se računale iz podataka akceleracije opisane su u [17], no razlika je u tome što su se u ovome radu uzimale u obzir sve tri osi, pa će u tekstu će biti detaljnije opisane.

Prva dva podataka pohranjena u tablicu značajki služe za normaliziranje izračunatih vrijednosti, a to su broj uzoraka signala N i vrijeme trajanja snimanog signala, t . Sljedeća značajka je srednja udaljenost (eng. *mean distance*, MD), normaliziran korijen sume kvadrata uzoraka po sve tri osi, opisana u formuli 4.1.

$$MD = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2}. \quad (4.1)$$

Zatim, srednja brzina (eng. *mean velocity*, MV), izračunata kao suma korijena kvadrata razlike dva uzastopna uzorka, normirana po vremenu i opisana formulom 4.2.

$$MV = \frac{\sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2 + (z_{i+1} - z_i)^2}}{t}. \quad (4.2)$$

Značajka srednja frekvencija (eng. *mean frequency*, MF) (4.2) je normirana kombinacija dvije prethodne, MV i MD.

$$MF = \frac{MV}{MD} \times \frac{1}{2\pi}. \quad (4.3)$$

Sljedeće tri značajke predstavljaju raspone akceleracija po sve tri osi (eng. *range*), Rx (4.4). Ry (4.5) i Rz (4.6) su razlike najveće i najmanje vrijednosti akceleracije u

cijelom signalu

$$Rx = \max(x) - \min(x). \quad (4.4)$$

$$Ry = \max(y) - \min(y). \quad (4.5)$$

$$Rz = \max(z) - \min(z). \quad (4.6)$$

Značajka MT (4.7) predstavlja standardnu distribuciju podataka

$$MT = \sqrt{\frac{1}{N} \times \sum_{i=1}^N (x_i^2 + y_i^2 + z_i^2)}. \quad (4.7)$$

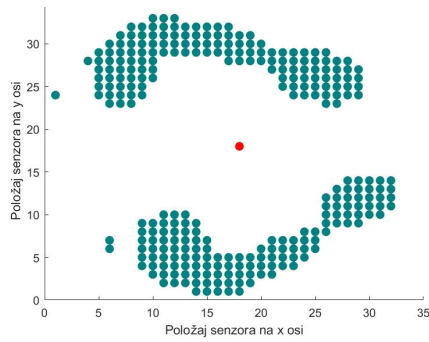
Posljednje tri značajke predstavljaju frekvencijski udio po sve tri osi (eng. *frequency percentage*). Fpx, Fpy i Fpz dobivene su računanjem omjera snaga u frekvencijskoj domeni komponentata manjih 0.5 Hz i svih komponentata.

4.1.2. Značajke iz podataka sa Zebris platforme

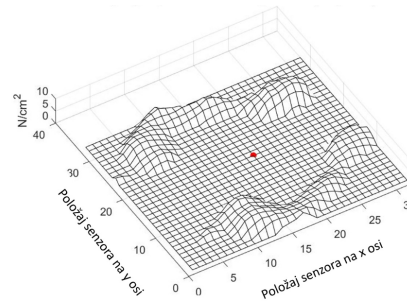
Za razliku od podataka s akcelerometra, nad podacima sa Zebris platforme bila je potrebna malo detaljnija obrada jer su, zbog prirode mjerenja, sve radnje jednog ispitnika bile pohranjene u jedinstveni XML file. Iz XML formata podacima je format promijenjen u CSV oblik, nakon čega su učitani u *Matlab* programsko okruženje (verzija 2019a). Tamo su mjerenja korištena u obliku ćelija i izrezana kako bi bila dostupna za daljnju obradu. Kao i za podatke s akcelerometra, formule za značajke napisane su u jednoj skripti te svaki set podataka učitavao samo jednom.

Metoda za izračun značajki koje jasno opisuju ravnotežno, odnosno neravnotežno stanje proizašla je iz same definicije ravnoteže [1]. S obzirom na to da ravnotežu definiramo kao koordinaciju senzomotornih strategija radi stabilizacije centra mase (CoM) za vrijeme smetnji na posturalnoj stabilnosti, jasno zaključujemo da gubitak ravnoteže možemo prepoznati prateći putanju tog istog centra mase. Veće promjene pozicije CoM-a označavaju i manju razinu posturalne stabilnosti.

S obzirom da nije moguće direktno pratiti poziciju CoM-a, praćena je njegova projekcija na podlogu, u ovom slučaju na Zebris platformu. Projekcija je izračunata kao centroid matrice koja sadržava informaciju o raspodijeli pritiska u jednom uzorku. Prikaz raspodjele pritiska i centroida matrice u 2D i 3D prikazu nalaze se na slici 4.1. Centroid je na obje slike označen kao crvena točka. Za proračun pozicije centroida korištena je *Matlab* funkcija *regionprops* koju je moguće preuzeti u paketima za obradu slike (eng. *Image Processing Toolbox*). Na slici 4.1 nije prikazana čitava platforma već samo okolina stopala. Pri izvođenju aktivnosti u kojima u svim trenucima nisu

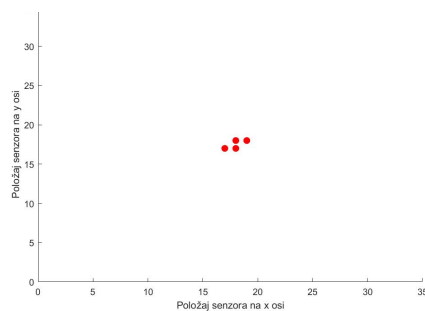


(a) 2D prikaz

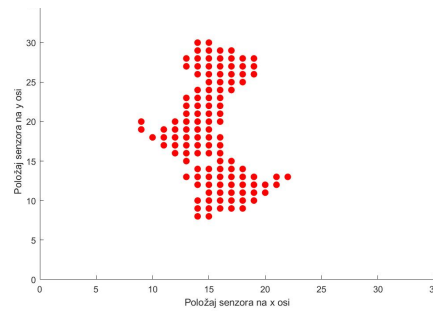


(b) 3D prikaz

Slika 4.1: Raspodjela pritiska na Zebris platformi.



(a) Statička radnja i bolja posturalna stabilnost



(b) Dinamička radnja i lošija posturalna stabilnost

Slika 4.2: Položaji projekcija CoM-a.

dvije noge na platformi centroid matrice pritiska ne predstavlja točnu projekciju CoM-a. Ipak, ova veličina kod tih je aktivnosti korištena za izračun značajki uz pretpostavku da će i dalje sadržavati informaciju o ravnoteži. Značajke sa Zebris platforme pomoću različitih pristupa opisuju promjenu položaja centroida matrice pritiska.

Prva značajka korištena za opis posturalne stabilnosti je površina koju je opisala projekcija CoM-a na Zebris platformi. Izračunata je kao ukupan broj senzorskih pozicija na kojima se u minimalno jednom nalazila projekcija CoM-a za vrijeme obavljanja jedne aktivnosti. Kada je radnja statička, a posturalna stabilnost dobra projekcija CoM-a ne mijenja se puno u prostoru (slika 4.2a), pa je i površina manja (4 senzorska položaja). U slučaju snimanja dinamičkih radnji, ali i gubitka ravnoteže površina će biti veća (slika 4.2b), na dolje prikazanom primjeru 140 senzorskih pozicija.

Druga značajka je omjer vremena (broja uzoraka) u kojemu je projekcija bila u točki u kojoj se najčešće nalazila, s obzirom na ukupno mjereno vrijeme za koje se obavljala aktivnost. Pomoću slike 4.3 prikazana je primjena ove mjere. Vrijednosti u kvadratima odgovaraju informaciji koliko je puta projekcija CoM-a bila na poziciji tih

0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	5	10	13	2	0	0
0	0	0	931	13	0	0	0
0	0	0	23	3	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0

(a) Bolja posturalna stabilnost

0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	123	135	78	13	0	0
0	0	0	387	123	0	0	0
0	0	0	88	53	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0

(b) Lošija posturalna stabilnost

Slika 4.3: Isječak matrice položaja projekcije CoM-a.

kvadrata. Sa slike 4.3 možemo primijetiti da ova značajka daje informaciju o stabilnosti jer za istu površinu lako možemo zaključiti da je osoba čija je matrica na lijevom dijelu slike stabilnija. Ova značajka za lijevu prikazanu matricu iznosila bi 93.1%, a za desnu matricu 38.7%.

Treća značajka dobivena iz projekcije CoM-a je ukupan put koji projekcija prođe u vremenu, izračunata kao suma euklidskih udaljenosti slijednih pozicija u kojima se projekcija nalazila. Intuitivno je zaključiti da će se stabilnost očitovati u manjim vrijednostima puta od onih u situacijama manje posturalne stabilnosti.



Slika 4.4: Značajke hoda.

4.1.3. Generiranje značajki iz podataka sa Zebris platforme

Za opisivanje ravnotežnog stanja iz jednolikog hoda (funkcionalne aktivnosti broj 10) korištene su značajke izračunate iz podataka s akcelerometra (objašnjene u poglavlju 4.1.1.), ali osim njih iskorištena je mogućnost automatskog izračuna pojedinih parametra sa Zebris platforme. Među automatski generiranim značajkama su: duljina dva

slijedna koraka (udaljenost između mjesta kontakta pete jedne noge s podom i idućeg mjesta kontakta te iste pete s podom [14], slika 4.4), varijabilnost duljine dva slijedna koraka, širina koraka (udaljenost između desne i lijeve noge [14], slika 4.4), varijabilnost širine koraka te vrijeme koraka (faza u ciklusu hoda koja traje između kontakta pete jedne noge i poda te pete njoj suprotne noge i poda).Duljina dva slijedna koraka normalizirana je s obzirom na visinu ispitanika.

5. Rezultati

Najjasniji način raspoznavanja ravnoteže od neravnoteže bila bi metoda pragova, odnosno da iz izračunatih značajki, znajući raspon koji opisuje normalno izvođenje aktivnosti i raspon koji opisuje izvođenje aktivnosti s nekim od pomagala za izazivanje disbalansa, možemo jednoznačno odrediti kojim načinom je aktivnost izvedena. U metodi pragova to se određuje ovisno o relativnom odnosu vrijednosti značajke prema definiranom pragu. U slučaju kad nije moguće jasno definirati prag, podaci dobiveni iz značajki smatraju se relevantnim ako je srednja vrijednost značajki jednog tipa aktivnosti dovoljno različita od srednje vrijednosti značajki za drugi tip.

Slijedi pregled dobivenih rezultata: usporedba značajki s akcelerometra za modificirani Berg test (usporedba normalno-naočale i normalno-ortoza), a potom usporedba značajki s platforme za modificirani Berg test (također normalno-naočale i normalno-ortoza). Nakon toga uspoređene su istim redoslijedom značajke za desetu funkcionalnu aktivnost - jednoliki hod.

5.1. Berg test

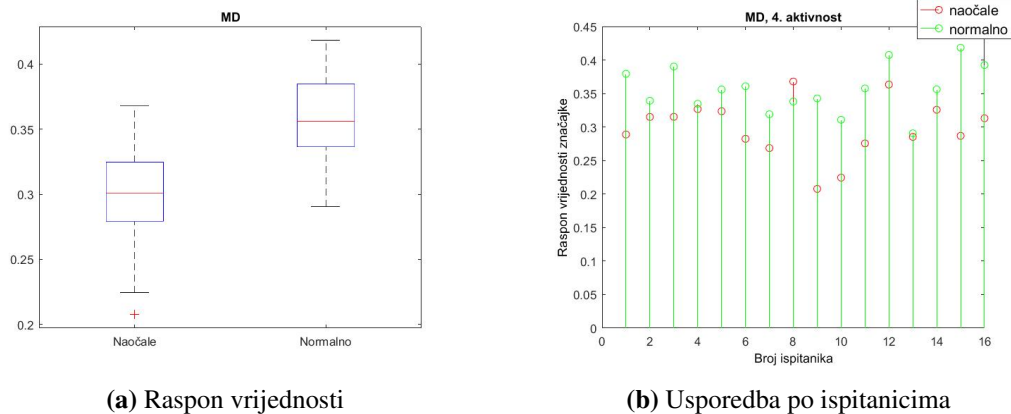
5.1.1. Podaci iz akcelerometra

Usporedba normalnog izvođenja i kognitivnog disbalansa

Prve tri aktivnosti, stajanje sa zatvorenim očima i raširenim nogama, stajanje s otvorenim očima i pridruženim stopalima te posezanje rukama prema naprijed po svojoj su prirodi statičke vježbe ili vježbe manje dinamike pa se metoda pragova nad značajkama akceleracije nije pokazala učinkovitom. Kod prve aktivnosti, gdje ispitanici imaju zatvorene oči, razlika u značajkama između izvedbe bez naočala i s njima nije ni bila očekivana. Unatoč tome, aktivnost je izvođena u svakom setu snimanja podataka zbog konzistentnosti.

Kod analize četvrte funkcionalne aktivnosti (podizanje objekta s poda) pomoću

pojedinih značajki može se razlikovati aktivnosti izvedene noseći naočale i aktivnosti izvedene bez njih. Značajke koje su iz četvrte aktivnosti dale informaciju su: MD (slika 5.1), MF i Fpz. Vrijednost značajki MD i Fpy u prosjeku su za 20% i 18.4% veće kod normalnog izvođenja aktivnosti nego kod izvođenja iste te aktivnosti s naočalama. Nasuprot tome, vrijednost značajke MF smanji se izvođenjem s naočalama u odnosu na normalno izvođenje za 17.5%.

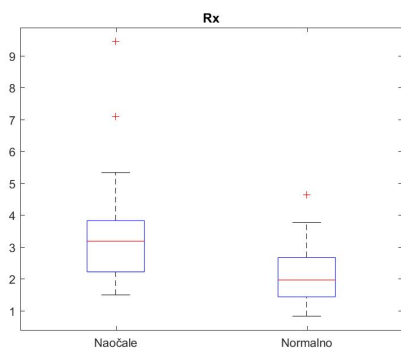


Slika 5.1: Značajka MD.

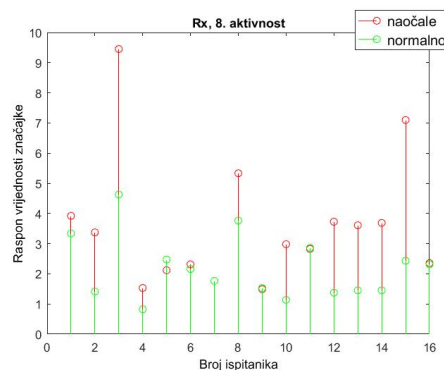
Nadalje, iz značajki podataka mjerenih za vrijeme provedbe pete i šeste vježbe (gledanje preko ramena i okretanje oko vlastite osi) s akcelerometra nisu dobiveni značajni rezultati.

Za vrijeme izvođenja sljedeće aktivnosti (alternirano podizanje noge) očigledno je bilo da su ispitanici s naočalama sporije izvršavali aktivnost, no značajke s akcelerometra nisu dale relevantne rezultate. Navedena nelogičnost posljedica je činjenice da se način obavljanja aktivnosti nije mnogo promijenio, samo se usporio.

Zanimljivo je da kod osme aktivnosti (stajanje s jednom nogom naprijed) i devete aktivnosti (stajanje na jednoj nozi) postoje značajke koje daju istaknute rezultate, iako su to po svojoj naravi statičke aktivnosti. Značajka koja se istaknula u osmoj aktivnosti je Rx. Raspon vrijednosti ove značajke i usporedba po ispitanicima prikazani su na slici 5.2 prosječna vrijednost značajke Rx porasla je za 31.1% kod stajanja s jednom nogom naprijed noseći naočale.



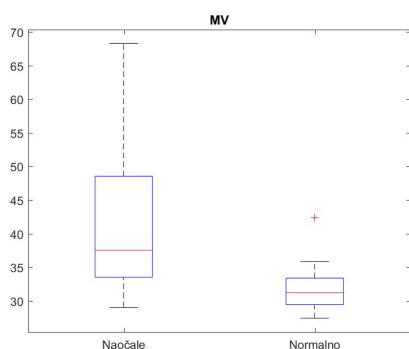
(a) Raspon vrijednosti



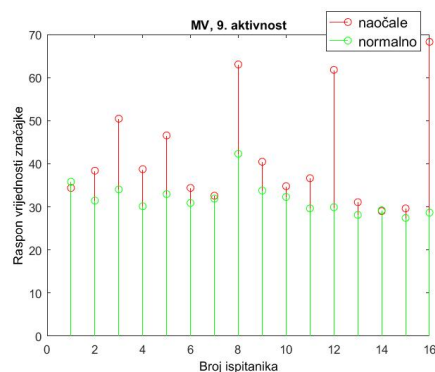
(b) Usporedba po ispitanicima

Slika 5.2: Značajka Rx.

Iz značajki MV, MF i ponovno Rx mogu se očitati značajnije razlike u izvođenju devete aktivnosti. U ovom slučaju prosječna vrijednost značajki MV i MF kod izvođenja s naočalama smanjila se za 41.7% i 20%. Sukladno tome, prosječna vrijednost značajke Rx smanjila se za 17% u odnosu na izvođenje bez naočala. Na sljedećim slikama 5.3 su rasponi vrijednosti i usporedba po ispitanicima za značajku MV.



(a) Raspon vrijednosti



(b) Usporedba po ispitanicima

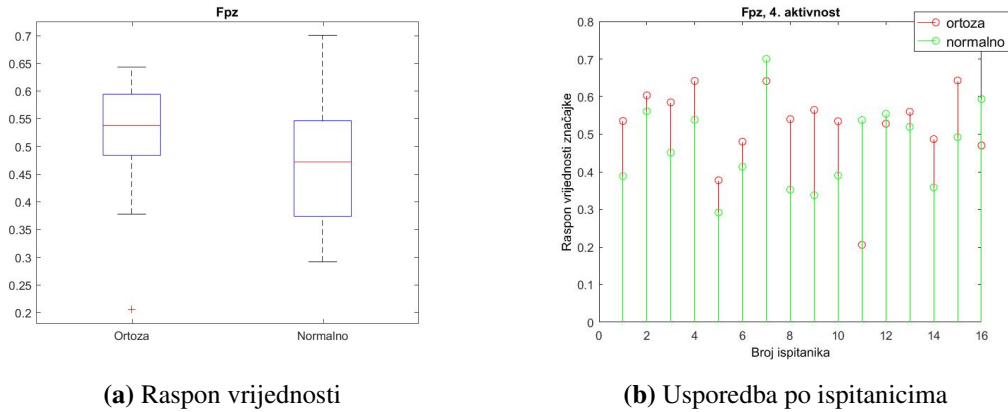
Slika 5.3: Značajka MV.

Usporedba normalnog izvođenja i mehaničkog disbalansa

Izvođenje aktivnosti s mehaničkim uzrokom disbalansa teže je raspoznati od normalnog izvođenja aktivnosti no što je to kod onih izvedenih s kognitivnim uzrokom disbalansa. Ipak, za jednu aktivnost rezultati su zadovoljavajući.

Značajka Fpz pokazala se relevantnom kod četvrte aktivnosti kod koje ispitanik podiže predmet s poda. U usporedbi sa značajnim podacima iz prethodnog poglavlja, ova se značajka manje mijenja, ali ipak očitavamo promjenu. Prosječna vrijednost

značajke Fpz kod izvođenja četvrte aktivnosti s ortozom za 4.3% je veća od prosječne vrijednosti ove značajke pri normalnom izvođenju (slika 5.4).



Slika 5.4: Značajka Fpz.

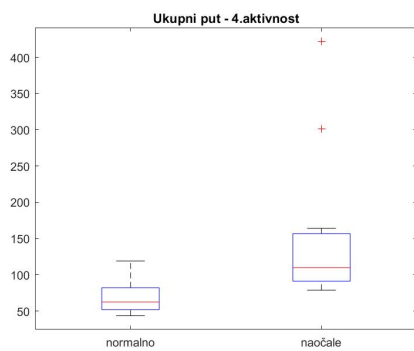
5.1.2. Podaci sa Zebris platforme

Usporedba normalnog izvođenja i kognitivnog disbalansa

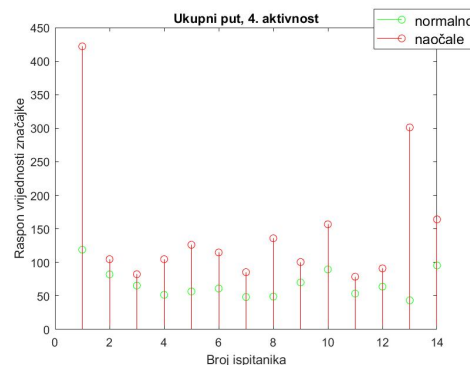
Kod usporedbi značajki iz podataka mjerenih platformom uklonjena su mjerenja ispitanika koji vježbe nisu odradili u skladu s danim uputama. Ipak, analiza svake pojedine značajke rađena je na najmanje 14 ispitanika.

Očitanjem rezultata s platforme pri izvođenju prve aktivnosti, kao i kod rezultata sa Shimmera, nije moguće primijetiti razliku u vrijednostima značajki jer je zatvaranjem očiju spriječeno kognitivno narušavanje ravnoteže. Rezultati analize druge i treće aktivnosti također nisu značajni.

Pomoću značajki izračunatih iz mjerenja četvrte aktivnosti (podizanje objekta s poda) moguće je razlikovati aktivnosti koje je izvodila osoba u normalnim uvjetima od onih koje je izvodila osoba s pijanim naočalama. Pri tom je najveća razlika postignuta izračunom ukupnog puta projekcije CoM-a (nošenjem naočala put se povećava za 124.9%), potom računanjem površine (nošenjem naočala povećava se za 115.8%), i najmanje, ali i dalje značajno, na parametru vremenskog udjela (-33,9%). Na slici 5.6 je prikaz raspona vrijednosti značajke ukupnog puta i usporedba vrijednosti ove značajke po ispitanicima.



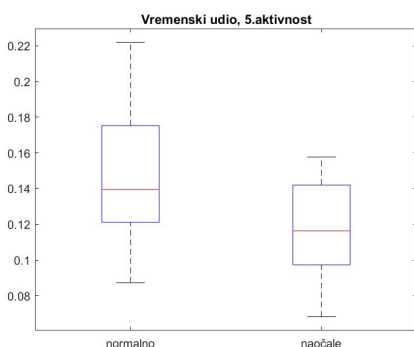
(a) Raspon vrijednosti



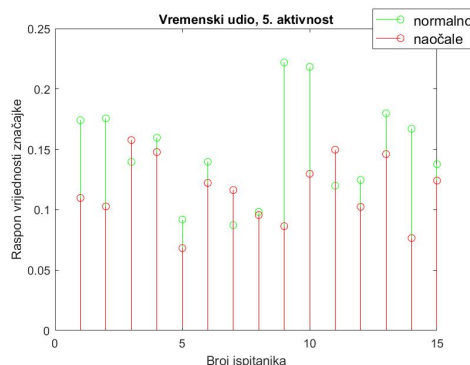
(b) Usporedba po ispitanicima

Slika 5.5: Značajka ukupni put.

Uvjete pri izvođenju aktivnosti broj pet moguće je razlikovati pomoću parametra vremenskog udjela. U slučaju nošenja naočala kod obavljanja aktivnosti ovaj se parametar smanjio za 17.2% (slika 5.6).



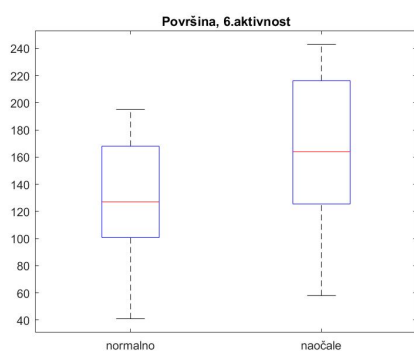
(a) Raspon vrijednosti



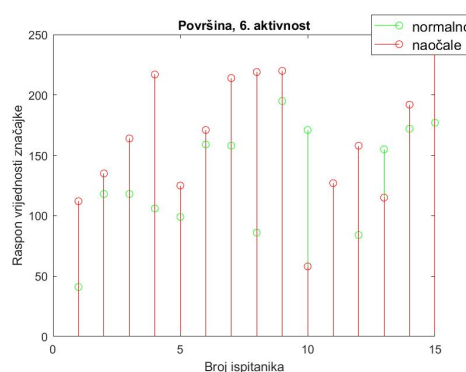
(b) Usporedba po ispitanicima

Slika 5.6: Značajka vremenski udio.

Kod analize šeste aktivnosti značajni su parametri površine i ukupnog puta. Izvođenjem aktivnosti uz nošenje pijanih naočala ukupna se površina povećala za 40.8%, a ukupni put za 33.8%. Na slici 5.7 prikazani su rezultati za parametar površine.



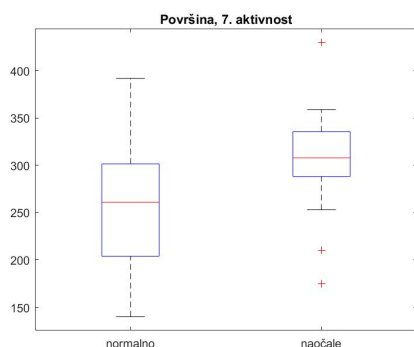
(a) Raspon vrijednosti



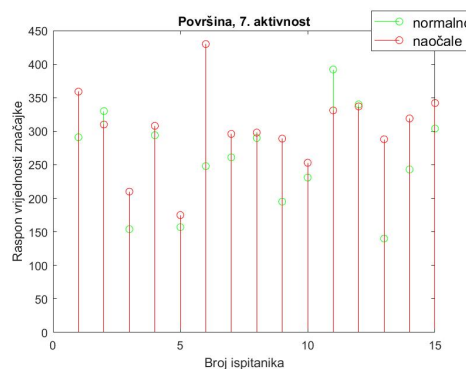
(b) Usporedba po ispitanicima

Slika 5.7: Značajka površina.

Analizom vrijednosti mjerenja aktivnosti sedam površina se ponovno pokazala kao značajka koja daje najviše informacije pri čemu se uz nošenje naočala povećala za 23.4% u odnosu na površinu u normalnim uvjetima.



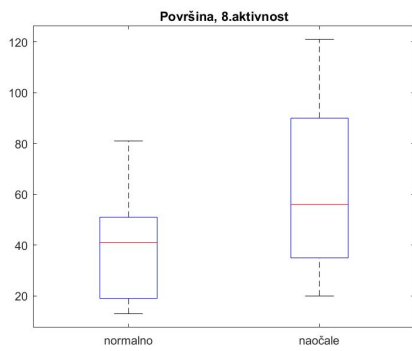
(a) Raspon vrijednosti



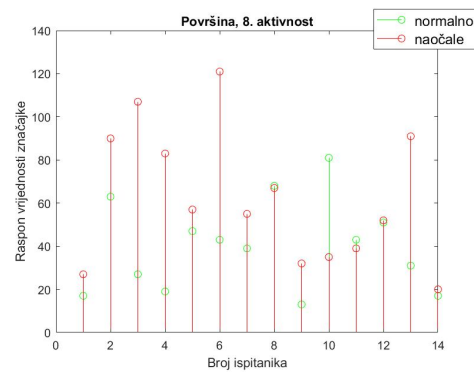
(b) Usporedba po ispitanicima

Slika 5.8: Značajka površina.

Sve značajke s platforme nad podacima mjerenim za vrijeme izvođenja aktivnosti osam i devet omogućuju razlikovanje ravnoteže od neravnoteže. Za aktivnost osam prosječna se vrijednost površine nošenjem naočala povećala za 90.7% (slika 5.9), a ukupni put za 35.3%. Vremenski se udio smanjio za 29.7%.



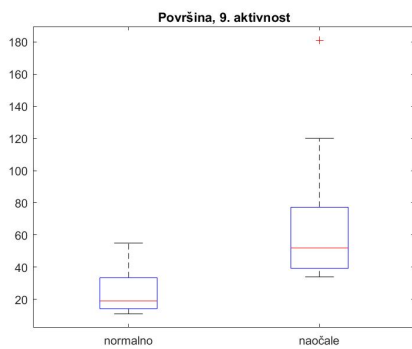
(a) Raspon vrijednosti



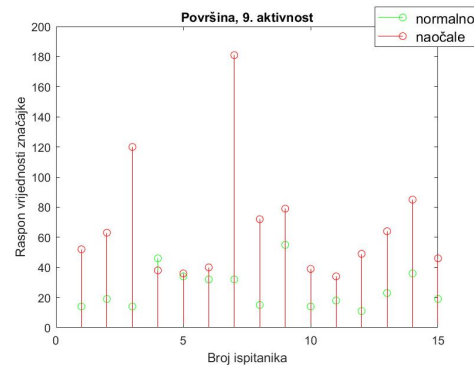
(b) Usporedba po ispitanicima

Slika 5.9: Značajka površina.

Kod aktivnosti broj devet prosječna se vrijednost površine povećala za 215.5% (slika n) pri nošenju naočala, a ukupni put za 128.4%. Vremenski se udio smanjio za 52.4%.



(a) Raspon vrijednosti



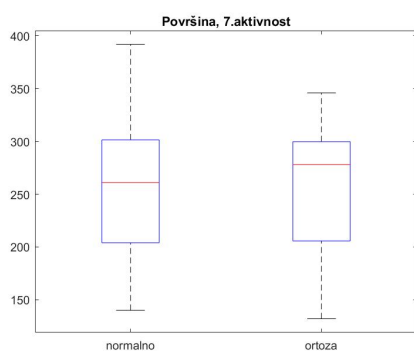
(b) Usporedba po ispitanicima

Slika 5.10: Značajka površina.

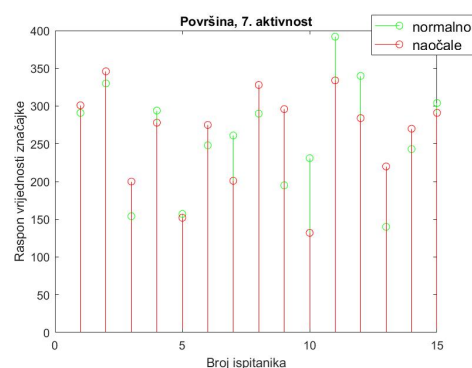
Usporedba normalnog izvođenja i mehaničkog disbalansa

Kao i kod podataka s akcelerometra, neravnotežu postignutu mehaničkim uzrokom teže je prepoznati od one postignute kognitivnim uzrokom.

U značajkama funkcionalnih aktivnosti razlika postoji među medijanima aktivnosti pet (gledanje preko lijevog pa desnog ramena) normalnog i neravnotežnog izvođenja vježbe. Razlika vrijednosti medijana primjetna je i pri izvođenju aktivnosti sedam (izmjenično podizanje noge na stolac). Kod aktivnosti pet vremenski se udio obavljanjem vježbi s ortozom smanjio u prosjeku za 1.7% (kod 11 od 15 ispitanika, slika 5.11), a pri aktivnosti sedam površina se obavljanjem s ortozom povećala za 4.8% (kod 9 is-



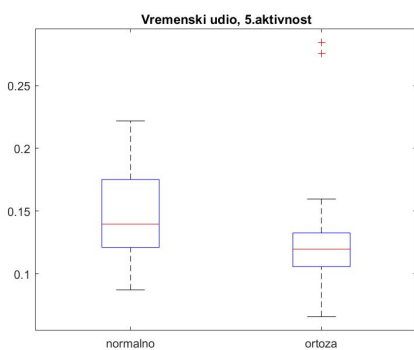
(a) Raspon vrijednosti



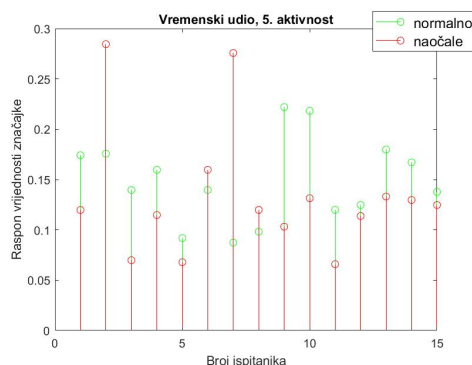
(b) Usporedba po ispitanicima

Slika 5.12: Značajka površina.

pitanika, slika 5.12). Iako navedene kombinacije aktivnosti i parametara dale bolje rezultate od ostalih, ne mogu se smatrati dostatnima za kvalitetno razlikovanje ravnoteže od neravnoteže.



(a) Raspon vrijednosti



(b) Usporedba po ispitanicima

Slika 5.11: Značajka vremenski udio.

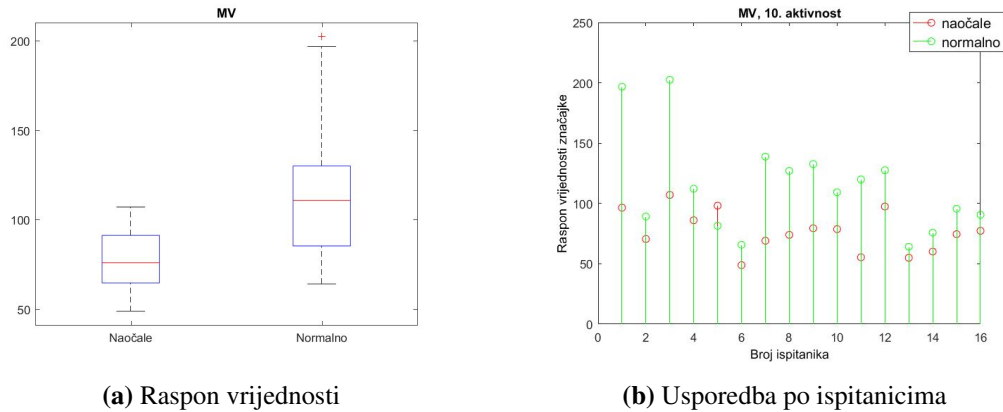
5.2. Hodanje

5.2.1. Podaci iz akcelerometra

Usporedba normalnog izvođenja i kognitivnog disbalansa

Među podacima s akcelerometra dvije su značajke kod kojih se daju očitati razlike normalnog hodanja i hodanja s naočalama, MV i Fpz. Na slici 5.13 prikazani su raspon vrijednosti značajka i raspored po ispitanicima za značajku MV. Prosječna vrijednost

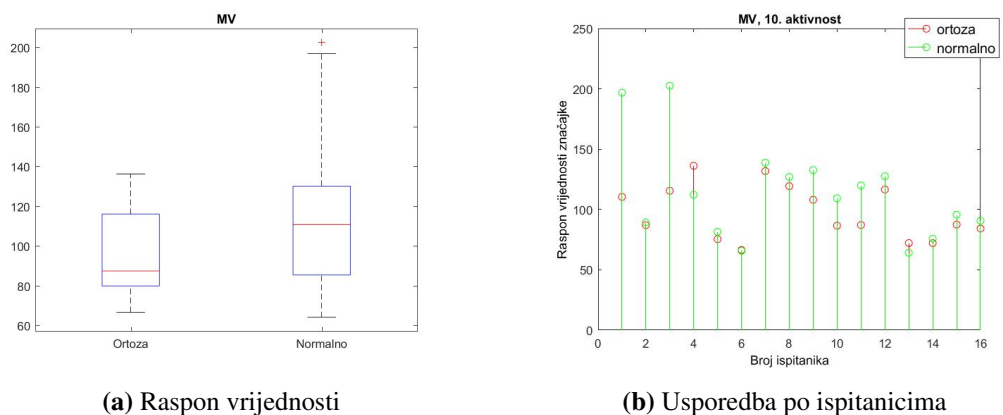
značajke MV prilikom izvođenja u različitim uvjetima promijenila se 48.8% pri čemu je vrijednost značajke kod izvođenja s naočalama manja. Nasuprot tome, vrijednost Fpz za vrijeme izvođenja aktivnosti s naočalama u prosjeku se smanjila za 22.3% u odnosu na izvođenje u normalnim uvjetima.



Slika 5.13: Značajka MV.

Usporedba normalnog izvođenja i mehaničkog disbalansa

Kod hodanja s ortozom nisu uočene značajne razlike u odnosu na normalni hod za koje bi se mogao odrediti prag. Ipak, u nastavku se nalazi prikaz raspona vrijednosti značajke MV (slika 5.14), koja pri hodanju, kao i u drugim aktivnostima, pruža potpuniju informaciju od ostalih značajki (razlika prosječnih vrijednosti iznosi 4%).

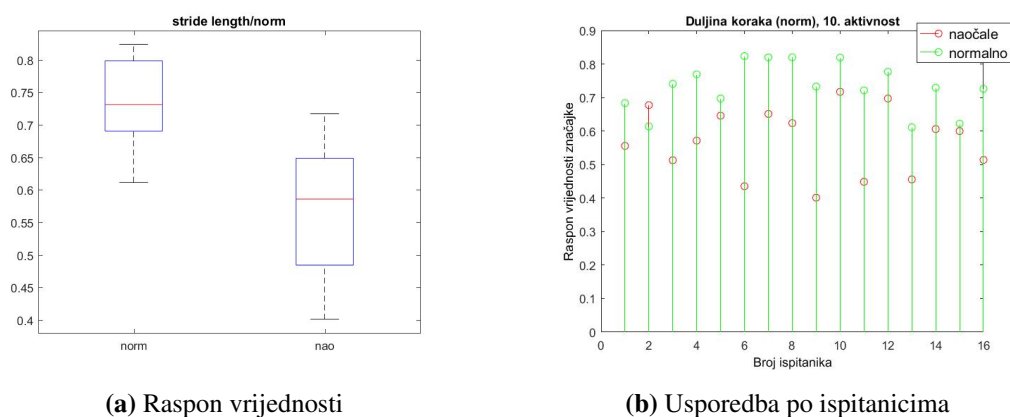


Slika 5.14: Značajka MV.

5.2.2. Podaci sa Zebris platforme

Usporedba normalnog izvođenja i kognitivnog disbalansa

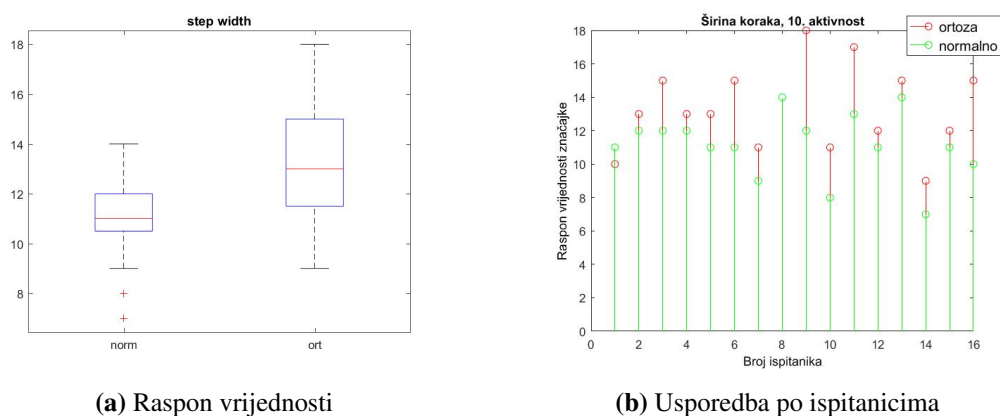
Značajke koje su relevantne kod analize hoda Zebris platformom generirane su pomoću Zebris programske podrške. Od ranije nabrojanih značajki najveću razliku pri promatranju hoda daju informacije o normaliziranoj duljini dva slijedna koraka i vrijeme koraka. Razlika kod normalizirane duljine hoda prikazana je na slici 5.15. Duljina koraka se u prosjeku s naočalama smanji za 21.5%, a vrijeme koraka se poveća za 14.4%.



Slika 5.15: Značajka normalizirana duljina dva slijedna koraka.

Usporedba normalnog izvođenja i mehaničkog disbalansa

Hodanje s ortozom od normalnog hoda najviše se razlikuje u širini koraka (slika 5.16) koja se povećala za 20.7%.



Slika 5.16: Značajka širina koraka.

6. Diskusija

Rezultati opisani u prethodnom poglavlju prikazani su u tablicama 6.1 i 6.2 u svrhu jednostavnije usporedbe. Redovi tablica predstavljaju aktivnosti za koje je barem jedan parametar dao značajne rezultate. Rezultati parametara su smatrani značajnim ako je srednja vrijednost značajki jednog tipa aktivnosti dovoljno različita od srednje vrijednosti značajki za drugi tip. Odnosno, ako postoji očita postotna promjena srednje vrijednosti značajke kada se aktivnost obavlja u drugačijim uvjetima (s ortozom ili naočalama u odnosu na normalne uvjete).

Tablica 6.1: Značajni parametri u uvjetima kada je ravnoteža narušena kognitivnim uzrokom.

NORMALNO- NAOČALE	Najznačajniji parametar s akcelerometra	Ostali parametri s akcelerometra	Najznačajniji parametar s platforme	Ostali parametri s platforme
a4	MD(-20%)	MF(-17.5%) Fpz(-18.4%)	Z3(124.9%)	Z1(115.8%) Z2(-33.9%)
a5	x	x	Z2(-17.2%)	x
a6	x	x	Z1(40.8%)	Z3(33.8%)
a7	x	x	Z1(90.7%)	x
a8	Rx(31.1%)	x	Z1(21.55%)	Z2(-29.7%) Z3(35.35%)
a9	MV(-41.7%)	MF(-20%) Rx(-17%)	Z1(215.5%)	Z2(-52.4%) Z3(128.4%)
a10	MV(-48.4%)	Fpz(-22.3%)	duljina dva slijedna koraka (-21.5%)	vrijeme hoda (14.4%)

Parametri podataka s akcelerometra označeni su istim kraticama kao i u poglavlju 4.1.1., a parametri podataka s platforme oznakama Z1 (površina), Z2 (vremenski udio) i Z3 (ukupni put). Brojevi u zagradama označavaju postotnu promjenu srednje vrijed-

nosti značajke kada je aktivnost izvođena u uvjetima narušene posturalne stabilnosti u odnosu na njihove vrijednosti u normalnim uvjetima. Tablicom 6.1 prikazani su značajni parametri u uvjetima kada je ravnoteža narušena kognitivnim uzrokom (naočale), a tablicom 6.2 kada je ravnoteža narušena mehaničkim uzrokom (ortoza).

Tablica 6.2: Značajni parametri u uvjetima kada je ravnoteža narušena mehaničkim uzrokom.

NORMALNO-ORTOZA	Najznačajniji parametar s akcelerometra	Ostali parametri s akcelerometra	Najznačajniji parametar s platforme	Ostali parametri s platforme
a4	Fpz(4.3%)	x	x	x
a5	x	x	Z2(-1.7%)	x
a7	x	x	Z1(4.8%)	x
a10	MV(-4%)	x	širina koraka (20.7%)	x

6.1. Analiza rezultata prema aktivnostima

Kao što je vidljivo iz navedenih tablica, aktivnosti pod rednim brojevima jedan, dva i tri nisu bile pogodne za senzoričko razlikovanje ravnoteže od neravnoteže. U obavljanju aktivnosti broj jedan ne može se smatrati da je postojalo kognitivno narušavanje ravnoteže jer je ono spriječeno zatvaranjem očiju. Isto vrijedi i za aktivnost broj dva pri kojoj je ispitanicima zadano da fiksiraju pogled u udaljenu točku zbog čega možemo pretpostaviti da pomoću naočala nije postignut kognitivni disbalans. Pri izvođenju ove dvije aktivnosti ispitanicima ravnotežu nije narušilo ni mehaničko ograničenje ortozom jer ekstenzija nije bila značajno ograničena. Iz parametara mjerenih za vrijeme aktivnosti broj tri također nije pronađena nijedna istaknuta značajka jer je izvedba ove aktivnosti (istezanje prema naprijed) trajala kratko, svega par sekunda.

Aktivnost broj četiri (podizanje objekta s poda) jedna je od aktivnosti pomoću koje je pronađena razlika u vrijednostima značajki za oba ograničenja posturalne stabilnosti. Zbog prirode same aktivnosti (dinamička vježba, promjena pozicije centra pritiska sa-ginjanjem te duže vremensko trajanje), primjetna je razlika u vrijednostima na oba senzorska čvora.

Iako je pronađena razlika u vrijednostima značajki i za aktivnost broj pet (gledanje preko jednog pa drugog ramena), ona nije dovoljno velika da bi se vježba mogla sma-

trati dostatnom za definiranje ravnoteže ili neravnoteže, bilo da se radi o kognitivnom ili dinamičkom disbalansu.

Kod aktivnosti broj šest i broj sedam razlika u posturalnoj stabilnosti detektirana je pomoću senzorske platforme, prvenstveno parametrom površine. Ovim parametrom moguće je detektirati neravnotežu i pri nošenju naočala i kod nošenja ortoze. S obzirom da i šesta i sedma vježba uključuju trenutke u kojima je osoba stajala na jednoj nozi i one na kojima je stajala na dvije, može se zaključiti da bi kvalitetnu nadogradnju značajke površine činilo praćenje površine centara pritiska za lijevu i desnu nogu odvojeno.

Parametri dobiveni mjerenjem aktivnosti osam i devet relevantni su za definiranje posturalne nestabilnosti uzrokovane kognitivnim putem za oba senzorska čvora, ali ne i one uzrokovane mehaničkim.

Praćenjem parametara jednolikog hoda moguće je odijeliti ravnotežu od neravnoteže pomoću akcelerometra, prvenstveno značajkom MV, a s platforme normaliziranom duljinom dva slijedna koraka. Iako pri nošenju ortoze postoji razlika u vrijednosti širine koraka, mogućnost je da je na taj parametar osim neravnoteže utjecao i oblik ortoze. Iz tog razloga ne može se smatrati potpuno relevantnom značajkom.

Generalno gledajući, među statičkim vježbama modificiranog Berg testa za senzorsko su se mjerenje kao najpogodnije istaknule vježbe osam i devet. Njihovim izvođenjem nije detektirano neravnotežno stanje uzrokovano mehanički, no to se može pripisati vrlo malom ograničenju ravnoteže na ortozu. S druge strane, neravnoteža prilikom izvođenja ovih vježbi s pijanim naočalama detektirana je pomoću oba senzorska čvora. Zbog toga zaključujemo da bi se kombiniranjem veličina (primjerice umnožak Rx, MV, MF s površinom koju pokriva projekcija centra mase na platformu) dobila kvalitetna mjera ravnoteže, pogotovo jer se ove mjere i u fizikalnom smislu nadopunjuju.

Senzorska procjena dinamičke ravnoteže najtočnija je ako se prati iz hoda, no ne treba isključiti ni dinamičke vježbe modificiranog Berg testa, prvenstveno podizanje objekta s poda (vježba četiri). Ova vježba pogodna je za procjenu ravnoteže s oba senzorska čvora, a kombiniranjem MF i MD veličina sa značajkom površine može se koristiti u proceduri za još preciznije određivanje ravnoteže. Uz vježbu četiri u proceduru bi se moglo uključiti izmjenično podizanje nogu s poda na stolac (vježba sedam), no to bi zahtijevalo kompleksniji algoritam za izračun značajki.

6.2. Analiza rezultata prema uzroku posturalne nestabilnosti

Iz dimenzija tablica 6.1 i 6.2 uočljivo je da je neravnotežu bilo jednostavnije raspoznati kada je bila narušena kognitivnim uzrokom, nego mehaničkim. Tome je doprinijela činjenica da je ograničenje postavljeno na ortozi bilo vrlo malo (fleksija na 90° , a ekstenzija na 20°), zbog čega je disbalans uzrokovan pijanim naočalama bio veći.

Iz navedenih razloga nije moguće jednoznačno odrediti značajku i vježbu koje bi jednako dobro opisale disbalans uzrokovan mehaničkim i kognitivnim smetnjama.

6.3. Analiza rezultata prema tipu senzorskog čvora

Uzimajući u obzir sve praćene aktivnosti, uzroke disbalansa i izračunate značajke može se zaključiti da se razina posturalne stabilnosti preciznije opisuje veličinama mjerenim pomoću platforme, nego onima mjerenim akcelerometrom. Ipak, u nekim slučajevima mjere s platforme nisu dovoljno precizne, a za njihovu nadopunu mogu poslužiti upravo mjere s akcelerometra. Primjerice, ako je za mjeru uzeta površina koju pokriva projekcija centra mase na platformu, ostaje nedefinirano pojavljuje li se u pojedinim točkama površine projekcija više puta ili samo jednom. Ovakva informacija može biti dobivena mjerama s akcelerometra.

7. Zaključak

Kroz ovo istraživanje ravnoteža je ispitivana izvođenjem deset aktivnosti, mjerenjem podataka pomoću dva senzorska čvora, pri čemu je iz mjerenja izračunato 18 različitih značajki (10 s akcelerometra, 3 s platforme, 5 drugačijih značajki s platforme za hod). Smanjenje posturalne stabilnosti ostvareno je na dva načina: kognitivnim i mehaničkim smetnjama.

Iz analize svih kombinacija gore navedenih uvjeta obavljanja vježbi, tipova aktivnosti, tipa senzorskog čvora i odabranih značajki izvučene se su one kombinacije pomoću kojih je moguće detektirati posturalnu nestabilnost. Iz njih se može zaključiti da se proces procjene ravnoteže može objektivizirati.

Ovaj zaključak može imati različite smjerove buduće primjene:

Moguće je krenuti u razvoj sustava za kontinuirano praćenje odabrane značajke ili više njih (npr. platforma u cipelama) da bi se moglo detektirati značajno postotno povećanje one značajke koja se pokazala relevantnom za detekciju neravnoteže. Ovakav sustav može biti ključan za pravovremeno reagiranje na smanjenu posturalnu kontrolu da bi se prevenirali padovi.

Moguće je koristiti predloženu značajki kombinacije senzorske platforme i akcelerometra u dijagnostici: predložene statičke i dinamičke vježbe su kratke za izvedbu te ne zahtijevaju mnogo opreme, a odabrane značajke su procesorski jednostavne pa se mogu ugraditi na sitnije uređaje.

ZAHVALA

Posebne zahvale prof. dr. sc. Ratku Magjareviću i asistentici Sari Žulj, mag.ing. na uloženom vremenu i strpljenju te dostupnosti u bilo koje doba dana i noći. Hvala na povjerenju i svim stručnim savjetima. Hvala Mreži udruga Zagor iz Zaboka na posuđenim naočalama, bez kojih ovaj rad ne bi bio moguć. Hvala prof dr. sc. Mariu Kasoviću na ustupljenom prostoru i opremi.

LITERATURA

- [1] 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-S2, str. ii7-ii11.
- [2] Sun, D.Q., Huang, J., Varadhan, R., Agrawal, Y. (2016) Race and fall risk: data from the National Health and Aging Trends Study (NHATS). *Age Ageing*, 45, str.120–127.
- [3] Qiu, H., Rehman, R.Z.U., Yu, X., Xiong, S. (2018) Application of Wearable Inertial Sensors and a New Test Battery for Distinguishing Retrospective Fallers from Non-fallers among Community-dwelling Older People, *Sci. Rep.*, 8, 16349.
- [4] Talarska, D., Strugała, M., Szewczyczak, M. et al. (2017) Is independence of older adults safe considering the risk of falls? *BMC Geriatr*, 17, 66.
- [5] Castro V.M., McCoy T.H., Cagan A., et al. (2014) Stratification of risk for hospital admissions for injury related to fall: cohort study. *BMJ*, 349:g5863.
- [6] Ayoun-Chee P., McIntyre L., Ebel B.E., et al. (2014) Long-term outcomes of ground-level falls in the elderly. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 76: 498–503
- [7] Carpenter C.R., Avidan M.S., Wildes T. et al. (2014) Predicting geriatric falls following an episode of emergency department care: a systematic review. *Academic Emergency Medicine*, 21,1069–82
- [8] European Economy Institutional Paper, (2018) *The 2018 Ageing Report: Economic & Budgetary Projections for the 28 EU Member States (2016-2070)*, Institutional Paper 079
- [9] Siragy T., Natanel J. (2018) Quantifying Dynamic Balance in Young, Elderly and Parkinson's Individuals: A Systematic Review. *Frontiers in Aging Neuroscience*, 10:387

- [10] Maček Z., Kolar M., Stubičar K, Mandić M., (2018) Fizioterapijski protokol kod odraslih bolesnika nakon traumatske ozljede mozga. *Journal of Applied Health Sciences*, 4(2): 273-284
- [11] Bunčić, V. (2015). Ravnoteža i njezina važnost u sportu. [online]. Rijeka. Dostupno na: <http://fitness.bluegym.hr/ravnoteza-njezina-vaznost-u-sportu/> [15. travnja 2019.]
- [12] Berg, K., Maki B.E. (1991) Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. *Canadian journal of public health*, vol.83, s7-s11
- [13] Šeketa, G., Ortiz, G., Wilches, C. et al. (2015) Simultaneous Measurement of Trunk Orientation and Centre of Pressure for Postural Stability Evaluation. *6th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, IFMBE Proceedings 45
- [14] Zebris FDM 1.12 Software User Manual (2015) Textrelease R2
- [15] Kreni Zdravo!. Ortoza za koljeno - što je, njezina primjena i cijena. [online]. Dostupno na: <https://www.krenizdravo.rtl.hr/zdravlje/ortoza-za-koljeno-sto-je-njezina-primjena-i-cijena> [15. travnja 2019.]
- [16] Hamilton. Fatal vision. [online]. Dostupno na: <https://www.hamilton.edu/offices/safety/fatal-vision> [15.travnja 2019.]
- [17] Al-Jawad, A., Barlit, A., Romanovas, M. et al.(2013) The Use of an Orientation Kalman Filter for the Static Postural Sway Analysis, *APCBEE Procedia*, str. 93–102
- [18] Shimmer 3IMU Unit. [online]. Dostupno na: <https://www.shimmersensing.com/products/shimmer3-imu-sensor> [01. svibnja 2019.]
- [19] Blum, L., Korner-Bitensky, N. (2008) Usefulness of the Berg Balance Scale in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. *Physical Therapy*, 88 (5): 559–566.
- [20] Berg, K., Wood-Dauphinée, S., Williams, J.I.; Gayton, D.(1989) Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 41 (6)

- [21] Langley, F.A., Mackintosh, S.F.H.(2007) Functional balance assessment of older community dwelling adults: A systematic review of the literature. *The Internet Journal of Allied Health Sciences and Practice*, 5(4).

Sažetak

Matea Mak i Vesna Kušćević

OPISIVANJE RAVNOTEŽE ČOVJEKA ZASNOVANO NA ANALIZI ZNAČAJKI IZLAZNIH SIGNALA SENZORSKIH ČVOROVA

Razvoj biomedicinskog inženjerstva doprinosi povećanju kvalitete medicinskih usluga, a jedno od područja biomedicinskog inženjerstva u kojem razvoj tehnologije ima značajan utjecaj je proučavanje ravnoteže. Osnovni motivi praćenja ravnoteže su dijagnostika bolesti čiji je simptom gubitak ravnoteže te pravovremeno reagiranje na smanjenu posturalnu kontrolu da bi se prevenirali padovi i potencijalne ozljede.

Glavni cilj istraživanja je objektivizacija mjerenja ravnoteže uspoređivanjem veličina dobivenih senzorskim mjerenjem za vrijeme izvođenja modificiranog Berg testa te jednolikog hoda. Berg test ravnoteže je test koji se sastoji od 14 funkcionalnih (statičkih i dinamičkih) aktivnosti za procjenu ravnoteže, pri čemu modificirani test sadrži njih 9. Deseta aktivnost mjerena u istraživanju je snimka jednolikog hoda. Svaki ispitanik izvodio je sve aktivnosti tri puta. Prvi put bez dodatne opreme, drugi put noseći naočale za kognitivno narušavanje ravnoteže te treći put s mehaničkim ograničenjem, ortozom postavljenom na nogu. Korištena su dva senzorska čvora, Shimmer3 senzorski čvor i Zebris platforma. Iz podataka akceleracije izračunate su značajke u vremenskoj i frekvencijskoj domeni. Podaci sa Zebris platforme korišteni su za generiranje tri značajke za Berg test i pet drugačijih značajki za jednoliki hod. Ako je postojala očita postotna promjena srednje vrijednosti značajke kada se aktivnost obavlja u drugačijim uvjetima (s ortozom ili naočalama u odnosu na normalne uvjete), značajka je smatrana relevantnom.

Kao rezultat definirane su statičke i dinamičke vježbe koje su dale istaknute rezultate kao i parametri za određivanje ravnoteže u tim vježbama. Među aktivnostima posebno se istaknulo stajanje s jednom nogom ispred druge, stajanje na jednoj nozi, podizanje objekta s poda te jednoliki hod. Neravnotežu bilo jednostavnije prepoznati kada je bila narušena kognitivnim uzrokom, nego mehaničkim. Precizniji rezultati dobiveni su pomoću podataka s platforme od podataka s akcelerometra, ali je zaključeno kako bi se kombiniranjem veličina s oba senzorska čvora dobila kvalitetnija mjera ravnoteže, jer se ove mjere i u fizikalnom smislu nadopunjuju. Zaključeno je da se izvođenjem predloženih aktivnosti i mjerenjem odabranih značajki može objektivizirati proces procjene ravnoteže.

Ključne riječi: Statička ravnoteža, dinamička ravnoteža, Berg skala, pijane naočale, ortoza.

Abstract

Matea Mak i Vesna Kušćević

CHARACTERIZATION OF HUMAN BALANCE BASED ON SENSORY NODES OUTPUT SIGNAL FEATURES ANALYSIS

The development of biomedical engineering causes increase of the quality of medical services, and one of the areas of biomedical engineering in which the development of technology has a significant impact is study of balance. Basic motivation for research of balance is diagnosis of diseases which symptoms include loss of balance and real-time response to reduced postural control to prevent falls and potential injuries.

The general goal of the current study is the objectification of balance measurements by comparing sensory measurements during the performance of the modified Berg balance test and of the steady-state gait. Berg balance test is a test that consists of 14 functional (static and dynamic) activities, while the modified test contains 9 of them. The tenth activity measured in the study is a steady-state gait. Each subject performed all of the activities three times. For the first time without any extra equipment, the second time wearing a pair of distortion goggles and the third time while wearing knee orthosis. Two sensor devices, Shimmer3 sensor node and Zebris platform were used. From acceleration data time and frequency domain features were calculated. The data from the Zebris platform was used to generate three Berg test features and five different features for the steady-state gait. If there was a significant percentage change in the mean value of the feature when the activity was performed in different conditions (wearing orthosis or glasses compared to normal conditions), the feature was considered relevant.

As a result, static and dynamic exercises have been defined, as well as parameters in these exercises. Exercises with best results were: standing unsupported with one foot in front, standing on one leg, picking up object from the floor and uniform walking. It was easier to recognize the imbalance when it was disrupted by cognitive causes than mechanical. More precise results were obtained from platform data than from accelerometer data, but it is concluded that combination of data from both sensor nodes would give a better balance estimation because these measures are physically complemented. It is also concluded that by performing the proposed activities and by measuring the selected features, balancing process can be objectified.

Keywords: Static balance, dynamic balance, Berg Balance Scale, distortion goggles, orthosis.