

## **Odvisnost interpretacije stabilograma od postopkov obdelave podatkov**

France Sevšek in Darja Rugelj  
Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta

### **IZVLEČEK**

Analiza gibanja središča pritiska pri mirni pokončni stoji (stabilometrija) je pomemben pokazatelj učinkovitosti delovanja posameznega podsistema nadzora drže. Čeprav je ta metoda že dolgo poznana in sprejeta, pa sta interpretacija rezultatov in njihov klinični pomen še vedno predmet intenzivnih raziskav. V tem delu smo na primeru meritve skupine 29. starejših oseb ( $70 \pm 2$  let) pokazali, da filtriranje merskih podatkov s filtrom Gaussove oblike bistveno vpliva na izračunane parametre. Vpliv števila merskih točk in s tem tudi časa meritve pa smo pokazali z analizo različno dolgih zaporedij podatkov simuliranih z metodo privezanega slučajnega gibanja. Izračunali smo tudi fraktalne dimenzije izmerjenih stabilogramov in njihovih obrisov ter pokazali, da te niso statistično značilno odvisne od pogojev senzoričnega priliva, kot so odprte ali zaprte oči, mehka ali trda podlaga.

### **IZHODIŠČA**

Človeško telo se je razvilo v današnjo obliko kot učinkovit gibalni organizem. Zelo dobro lahko hodimo, plezamo, tečemo, skačemo itd., mirna pokončna staja pa je praviloma le izhodiščni položaj za gibanje in je zato v večini primerov ni statičen, ampak dinamičen pojav (1) pri katerem ohranjamo težišče nad podporno ploskvijo z neprestanim prilagajanjem položaja vseh telesnih delov. Za zaznavanje njihovega položaja so zelo pomembne vidne, vestibularne in somatosenzorične zaznave. Osrednje živčevje jih nato obdela in glede na potrebe in izkušnje pošilja pobude posameznim mišicam, ki s svojim krčenjem spreminjajo medsebojni položaj telesnih delov v sklepih. S staranjem ali boleznijo se lahko spremenijo posamezni sklopi, ki nadzorujejo prilagajanje telesne drže: spremeni se lahko posamezni sistem zaznave položaja; način, kvaliteta in hitrost obdelave in odziva na informacije; motorične komponente ali pa povezave med njimi. Tako se na primer s starostjo zmanjšata mišična zmogljivost in masa ter opešajo vidni, somatosenzorični in vestibularni sistemi (2) hkrati pa zaradi pešanja delovanja osrednjega živčevja nadzor drže zahteva tudi vse več pozornosti (3). Za nadzor drže in ravnotežja je videti, da postanejo starejše osebe vse bolj odvisne od vidne informacije (4), verjetnost padca v primeru konfliktna senzorične stimulacije pa se s staranjem povečuje. Padci pa so pri starejših ljudeh eden od najpomembnejših razlogov za poškodbe in posledično tudi za visoke stroške zdravljenja, odvisnost od tuje pomoči in manjšo kvaliteto življenja (5). Zato je predvsem pri starejši populaciji zelo pomembno poznati in uporabljati zanesljiv način za merjenje učinkovitosti delovanja posameznega podsistema nadzora drže.

Analiza mirne pokončne stoje je eden takih načinov. Pri teh meritvah stoji opazovana oseba na posebni plošči, pod katero so vgrajeni senzorji pritiska. Z nekaj elektronike njihove signale digitaliziramo in pošljemo v računalnik, kjer s pomočjo ustreznega programja določimo časovni potek gibanja projekcije telesnega težišča na podporni ploskvi. Tak postopek meritve imenujemo stabilometrija, sliko gibanja projekcije težišča stabilogram, ploščo pa pritiskovna plošča.

Čeprav je ta metoda že dolgo poznana, pa sta interpretacija rezultatov in njihov klinični pomen še vedno predmet intenzivnih raziskav. Iz izmerjenih podatkov navadno določimo osnovne statistične parametre, povezane z dolžino opravljene poti projekcije težišča in njeno hitrostjo, čeprav se vse bolj uveljavljajo tudi razlage z uporabo metod nelinearne dinamike (6) pri čemer je videti, da so najbolj zanesljivi parametri povezani s fraktalno dimenzijo (7).

Pregled literature pokaže, da so objavljeni postopki stabilometričnih meritev velikokrat nedorečeni in pogosto slabo izdelani. Še posebno pa to velja za analizo meritev in posledično za interpretacijo dobljenih rezultatov. Ob tem se poraja sum, da je lahko nekritično filtriranje merskih rezultatov, ki je pogosto tudi slabo dokumentirano, večkrat razlog za neprimerljive rezultate. Prav tako je vprašljiva tudi najprimernejša dolžina stabilometrične meritve – je nekaj deset sekund dovolj ali pa potrebujemo bistveno več podatkov in se s tem izpostavimo nevarnosti vpliva utrujanja?

Tako kot v še marsikaterem laboratoriju se tudi v našem trudimo za standardizacijo postopkov meritve in za določitev najustreznejših metod analize in interpretacije rezultatov. V tem delu bomo zato sistematično proučili vpliv filtriranja merskih podatkov z različno širokimi filtri Gaussove oblike. V ta namen bomo analizirali serijo 116 meritev 29 starejših oseb v različnih senzoričnih pogojih. Poleg standardnih parametrov analize stabilogramov bomo zasledovali tudi obnašanje in pomen izračunanih fraktalnih dimenzij.

Vplivu utrujanja pri daljših meritvah se bomo v nadaljnji analizi izognili tako, da bomo obdelali simulirane podatke različnih dolžin. Pri tem pa je pomembno, da se simulirani podatki čim bolj ujemajo z realnimi in vendar ostanejo še vedno dovolj preprosti.

Mnenja o tem, ali je mirna stoja gibanje okoli ravnovesne lege ali ne so še vedno deljena. Zaradi hitrih časovnih odzivov na spremembe položaja težišča nekateri raziskovalci poudarjajo pomen elastičnosti vezivnih tkiv za vračanje v izbrano ravnovesno lego (8). Vendar pa vemo, da se gibanje težišča povsem spremeni, če na primer zapremo oči čeprav se pri tem mehanske lastnosti telesa niso nič spremenile. Prav tako tudi naše večletne izkušnje z analizo stabilogramov kažejo, da vsaj središčnega dela stabilograma ne moremo popisati s preprostimi motnjami ravnovesnega stanja in vračanjem vanj. Za simulacijo stabilometričnih podatkov smo zato razvili več pristopov (9, 10), ki vsi temelje na slučajnem gibanju. V srednjem delu stabilograma je gibanje središča pritiska povsem prosto, ko pa se težišče oddalji iznad izbranega osrednjega dela podporne ploskve pa pričnemo z aktivnostmi za njegovo vračanje. V tem prispevku je opisan način simulacije, ki temelji na predpostavki, da je naša kontrola kvadratno odvisna od oddaljenosti središča pritiska od roba osrednjega dela. Ta model je podoben slučajnemu gibanju točke, ki je pritrjena na elastično vrvico. Dokler je masa znotraj kroga, ki ga določa dolžina vrvice, je njeno gibanje neovirano, ko pa se bolj oddalji od središča se vrvica napne in s silo, ki je sorazmerna raztežku vrvice, vleče maso proti središčnemu delu. Tako gibanje smo zato

imenovali privezано slučajno gibanje. Preliminarne rezultate analize na tak način simuliranih podatkov smo objavili v obliki povzetka (11) in se razlikuje od predhodnega modela (10), v katerem se verjetnost z oddaljenostjo od središčnega dela hitreje zmanjšuje.

## METODE

### Preiskovanci

V raziskavi je sodelovalo 29 oseb starih nad 59 do 83 let, ki so se odzvali na vabila za redno dvakrat tedensko posebno vadbo za izboljšanje ravnotežja (12) na Zdravstveni fakulteti v Ljubljani, ki so bila objavljena v publikacijah Zveze društev upokojencev Slovenije, ter v klubih upokojencev in dnevnih centrih. Vsi so bili samostojni in dobro gibljivi, stari  $70 \pm 2$  let, 4 moškega in 25 ženskega spola. Njihova telesna višina je bila  $173 \pm 4$  cm za moške in  $161 \pm 5$  cm za ženske, masa pa  $78 \pm 11$  kg (moški) in  $72 \pm 13$  kg (ženske). Vsi so imeli normalen ali ustrezno korigiran vid. Za sodelovanje pri vadbi in testiranju so vsi preiskovanci predhodno podpisali izjavo o informiranem pristanku.

### Simulacija podatkov

Gibanje središča pritiska smo simulirali z modelom privezanega slučajnega gibanja, kjer smo predpostavili, da se točka slučajno giblje, vendar ostaja pritrjena na elastično vrstico. Za računanje smo zato metodo slučajnega gibanja povezali z Metropolisovim algoritmom (13). V vsakem koraku smo lego središča pritiska slučajno premaknili, pri čemer smo največjo dolžina premika ( $d_{\max}$ ) izrazili kot delež celotne dolžine vrvice ( $L_0$ ). Novo lego smo nato sprejeli z verjetnostjo  $\exp(-(\Delta R^2 - \Delta R_p^2)/\alpha)$ , kjer je bila sprememba elastične energije zaradi opravljenega premika, ki je odvisna od raztezkov vrvice v novem ( $\Delta R$ ) in v prejšnjem ( $\Delta R_p$ ) položaju. Fizikalni pomen elastičnega parametra  $\alpha$  je dvakratna vrednost temperature deljena z elastičnim koeficientom vrvice ( $\alpha = 2T/\gamma$ ). Tak postopek nam da po velikem številu korakov pot gibanja, ki je v skladu s kanonično Boltzmannovo porazdelitvijo (13). Prednost tega modela je, da ima le dva neodvisna parametra:  $\alpha$  in največjo mogočo dolžino poti, ki je kar produkt števila korakov ( $N$ ) in največje dolžine premika ( $d_{\max}$ ).

Računanje smo vedno pričeli v slučajno izbrani točki znotraj središčnega dela stabilograma ( $R < L_0 = 1$ ), nato smo simulirali 50.000 korakov in jih zavrgli, ter šele nato izračunali zaželeno število korakov. Na tak način smo zmanjšali vpliv izbire začetnega položaja in poskrbeli, za toplotno ravnovesje sistema. Izračunane poti središča pritiska smo nato obdelali na enak način, kot izmerjene stabilometrične podatke.

Program za simulacijo podatkov smo napisali v Fortranu in ga izvajali na strežniku z Linux operacijskim sistemom. Za izračun slučajnih števil smo uporabili generator slučajnih števil ran3 (14), ki temelji na metodi razlik, ima zelo dolgo periodo, je dobro preizkušen in nima nobenih poznanih napak.

### Stabilometrija

Preiskovanci so stali na pritiskovni plošči s stopali skupaj, roki sta bili prosto ob telesu, pogled uprt v 2 m oddaljeno točko na steni. Pred začetkom vsake meritve smo počakali nekaj sekund, da se je oseba umirila v izbranem položaju. Z vsako osebo smo meritev ponovili štirikrat, vsakič pod drugimi pogoji senzoričnega priliva: najprej stoje na trdi podlagi z odprtimi očmi, nato z zaprtimi očmi ter še enako na mehki podlagi. S takim

merilnim postopkom, ki ga imenujemo test senzorične organizacije, ugotavljamo na pritiskovni plošči relativne prispevke proprioceptivnega, vestibularnega in vidnega sistema k integraciji uravnavanja drže (15).

Meritve smo opravili s pritiskovno ploščo Kistler 9286 AA, z vzorčenjem 50 Hz, kar nam je dalo 3000 merskih točk na posamezen enominuten stabilogram. Podatke smo zajemali s programom Kistler BioWare in jih preko omrežja prenesli na strežnik, ki je deloval v okolju Linux (Fedora 10). Na strežniku smo podatke obdelali in analizirali s posebej v ta namen razvitim programskim sistemom. Ta je dosegljiv preko spletnega strežnika in je sestavljen iz sistemskih procedur ter programov za obdelavo podatkov napisanih v jezikih C, Fortran in PHP (16) ter je tudi javno dostopen (17). Za risanje grafov naš sistem uporablja odprtokodni program gnuplot (verzija 4.2 ali novejša). Taka centralizirana zasnova obdelave podatkov zelo olajša vzdrževanje in razvoj programske opreme ter hkrati omogoča delo več uporabnikom z različnih oddaljenih računalnikov neodvisno od njihove programske opreme.

Obdelavo podatkov pričnemo s filtriranjem vhodne datoteke, pri čemer lahko uporabimo filter Gaussove oblike ali pa gibljivo povprečje izbrane širine. Gaussovo funkcijo izbrane širine izračunamo v diskretnih točkah  $x_i$  kot  $1/(\sigma(2\pi)^{1/2}) \exp(-x_i^2/(2\sigma^2))$ , dokler ni ta manjša od izbrane vrednosti (npr. 0,001). Tako dobljeno diskretno funkcijo ponovno normiramo in nato z njo filtriramo merske podatke. Pričakovati je, da je prav Gaussova funkcija tista, ki pri filtriranju v podatke ne vnese novih lastnosti. (18)

Filtriranju sledi izračun običajnih statističnih parametrov kot so povprečne vrednosti absolutnih vrednosti in kvadratov odklikov središča pritiska v antero-posteriorni (y) in medio-lateralni (x) smeri ter njihovih standardnih odklonov. Podobno analiziramo tudi hitrost središča pritiska in vse frekvenčne in časovne porazdelitve tudi izrišemo. Za izračun površine stabilograma smo razvili popis oblike s Fourierjevimi koeficienti (19). V ta namen določimo izbrano število točk (na primer 100) zunanega obrisa stabilograma in jim nato prilagodimo ustrezno število (po navadi 25) Fourierjevih koeficientov tako, da je ujemanje najboljše. Naš pristop pri prilagajanju omogoča tudi upoštevanje upogibne in elastične energije obrisa, kar nam v posameznih primerih lahko da rezultate, ki jih je klinično lažje interpretirati. Vendar pa tak pristop spremeni frekvenčni spekter izračunanega obrisa zato ga v tem delu nismo uporabili (20).

S Fourierjevimi koeficienti smo izračunali površino stabilograma ter indeks posameznih odklikov (IPO), ki je razmerje med površino izračunano s Fourierjevo analizo in površino, kot jo določimo z metodo glavnih komponent (21). Slednja bi v idealnem primeru Rayleighove porazdelitve zaobjemala 85,35% vseh točk stabilograma.

Fraktalne dimenzije trajektorije središča pritiska, izračunanega obrisa in časovnih odvisnosti medio-lateralnih in antero-posteriornih odklikov smo izračunali tako, da smo izračunali dolžine krivulje (P) v odvisnosti od izbranega koraka merjenja ( $\lambda$ ). Iz Richardsonovega grafa (odvisnost  $\log P$  od  $\log \lambda$ ) smo z linearno regresijo (22) izračunali smerni koeficient (k) in nato dimenzijo kot (23):  $D=1+|k|$ . Računanje smo pričeli tako, da smo najprej določili povprečno razdaljo med dvema zaporednima točkama. Za prvi korak merjenja ( $\lambda$ ) smo nato izbrali večkratnik tega števila (navadno  $4\lambda$ ), izračunali dolžino (P) in nato korak povečevali po  $\lambda/2$  dokler ni število korakov v krivulji postalo manjše od izbrane vrednosti (navadno 20). Izračunali smo tudi napako smernega koeficienta in vsoto

kvadratov razlik ( $\chi^2$ ), vendar je ustreznost popisa še najbolj pokazal izrisani logaritemski graf.

## REZULTATI

### Parametri stabilogramov

Vseh 29 udeležencev meritve je uspešno opravilo enominutno mirno stoji na trdi podlagi z odprtimi in zaprtimi očmi, prav tako tudi meritev na mehki podlagi z odprtimi očmi. Meritev z zaprtimi očmi na mehki podlagi pa je brez dotika uspelo dokončati le 20 oseb (69 %).

Stabilometrične meritve smo obdelali z opisanim programskim sistemom ter izračunali parametre stabilogramov. Pri tem smo uporabili 100 točk za izračun obrisa in ga popisali s 25. Fourierjevimi koeficienti. Rezultati obdelave za vse štiri pogoje senzoričnega priliva so podani v tabelah 1 in 2, kjer so poleg povprečnih vrednosti navedeni tudi standardni odkloni. Vsi ti rezultati so bili izračunani brez kakršnegakoli filtriranja merskih podatkov.

Fraktalne dimenzije poti projekcije težišča v ravnini pritiskovne plošče, časovnih odvisnosti medio-lateralnih ( $x(t)$ ) in antero-posteriorni ( $y(t)$ ) odmikov ter obrisa površine smo izračunali kot je bilo opisano. Izračun smo pričeli pri koraku, ki je bil enak štirikratni povprečni vrednosti razdalje med sosednjima točkama in ga nato povečevali za polovico te razdalje dokler se ni število korakov, potrebnih za izmerjenje dolžine zmanjšalo pod 20.

Določili smo smerni koeficient odvisnosti logaritma dolžine od koraka in ga povečali za ena. Tudi kadar je bilo videti, da je bil graf sestavljen iz dveh različnih področij zaradi medsebojne primerljivosti rezultatov obsega linearne regresije prilagajanja nismo spreminjali. Rezultate meritev pri vsakem od štirih merskih pogojev smo obravnavali ločeno in so prikazani za celotno izmerjeno skupino v tabeli 2.

Tabela 1. Izračunane povprečne vrednosti in standardni odkloni medio-lateralnih (X) in antero-posteriornih (Y) poti ter ploščine stabilogramov in indeks posameznih odmikov (IPO) pri štirih pogojih senzoričnega priliva.

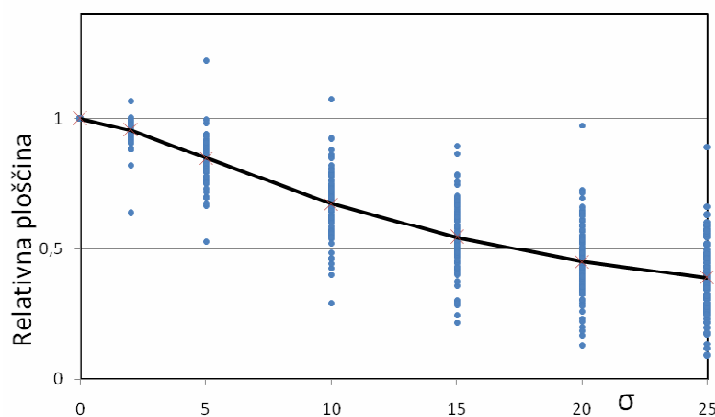
	N	Pot X (cm)	Pot Y (cm)	Ploščina (cm <sup>2</sup> )	IPO
Trda podlaga, odprte oči	29	65±22	59±31	5,85±5,5	1,63±0,85
Trda podlaga, zaprte oči	29	105±70	93±87	6,92±5,0	1,57±0,24
Mehka podlaga, odprte oči	29	142±51	135±68	14,4±4,6	1,60±0,24
Mehka podlaga, zaprte oči	20	303±94	307±87	54,0±16	1,78±0,21

Tabela 2. Izračunane povprečne vrednosti in standardni odkloni fraktalnih dimenzij (D) poti projekcije težišča, časovnih odvisnosti medio-lateralnih (x(t)) in antero-posteriorni (y(t)) odmikov ter obrisa stabilograma pri štirih pogojih senzoričnega priliva.

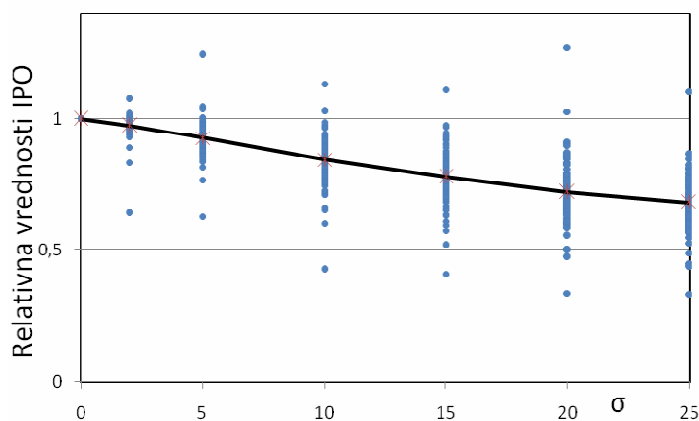
	N	Pot (x,y) D	x(t) D	y(t) D	Obris D
Trda podlaga, odprte oči	29	1,71±0,15	1,13±0,05	1,09±0,06	1,13±0,04
Trda podlaga, zaprte oči	29	1,78±0,16	1,21±0,13	1,16±0,14	1,13±0,02
Mehka podlaga, odprte oči	29	1,73±0,16	1,30±0,14	1,28±0,14	1,13±0,02
Mehka podlaga, zaprte oči	20	1,78±0,15	1,47±0,09	1,46±0,09	1,12±0,03

### Vpliv filtriranja podatkov

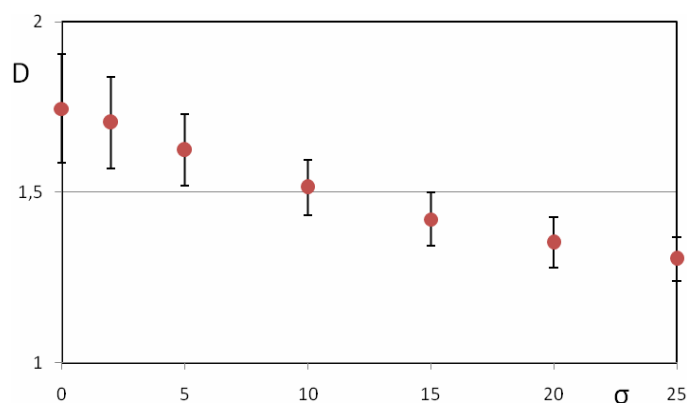
Vpliv filtriranja podatkov s filtrom Gaussove oblike smo proučevali tako, da smo izmerjene podatke analizirali z različnimi širinami filtrov. Ker se vrednosti parametrov posameznih oseb med seboj razlikujejo smo vse rezultate normirali glede na parametre, posamezne osebe izračunane brez filtriranja. Sliki 1 in 2 prikazujeta tako izračunano relativno ploščino in relativne vrednosti indeksa posameznih odmikov. Vse ploščine so bile izračunane iz 25 Fourierjevih koeficientov obrisa površine stabilograma. Na slikah so prikazani vsi podatki, črta pa povezuje povprečne vrednosti.



Slika 1. Vpliv širine Gaussovega filtra ( $\sigma$ ) na ploščine stabilograma. Ploščine vsake posamezne meritve so normirane glede na ploščino izračunano brez filtriranja (pri  $\sigma=0$ ). Na sliki so prikazane vse meritve, črta pa povezuje povprečne vrednosti.



Slika 2. Vpliv širine Gaussovega filtra ( $\sigma$ ) na vrednosti indeksa posameznih odmikov (IPO). Indeksi vsake posamezne meritve so normirane glede na indeks izračunan brez filtriranja (pri  $\sigma=0$ ). Na sliki so prikazane vse meritve, črta pa povezuje povprečne vrednosti.

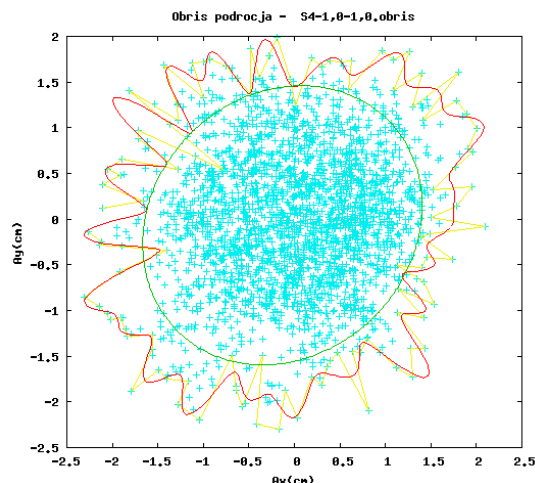


Slika 3. Izračunana povprečna fraktalna dimenzija sledi gibanja središča pritiska vseh izmerjenih stabilogramov v odvisnosti od širine Gaussovega filtra ( $\sigma$ ), podane so tudi vrednosti standardnih odklonov.

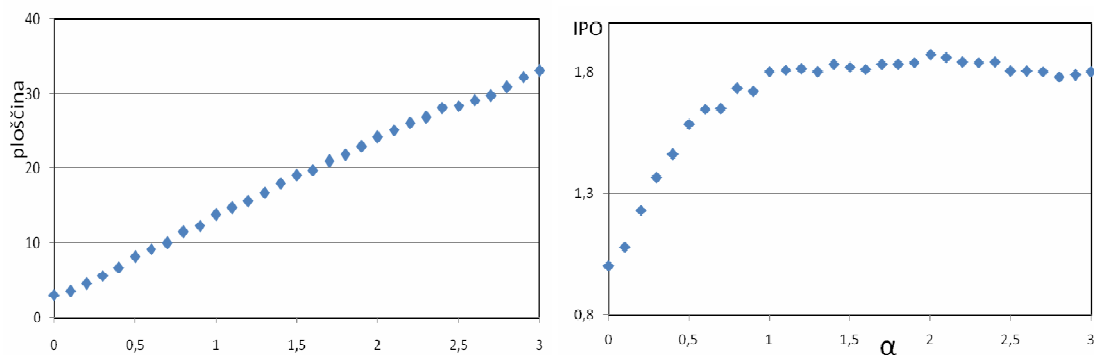
### Vpliv števila podatkov

Vpliv števila merskih točk in s tem tudi vpliv dolžine meritve smo proučevali z analizo simuliranega gibanja projekcije težišča. Na zgoraj opisani način smo pri različnih vrednostih elastičnega parametra  $\alpha$  ustvarili zaporedja 90.000 točk. Za velikost notranjega področja, ki ustreza dolžini elastične vrvice, smo izbrali vrednost 1, temu pa je bil tudi enak največji premik  $L_0$ . Delež uspešnih korakov je bil tako med 0,23 pri  $\alpha=0,00001$  in 0,12 pri  $\alpha=3$ . Segmente ustvarjenih podatkov izbranih dolžin smo nato analizirali na enak način kot dejanske merske podatke.

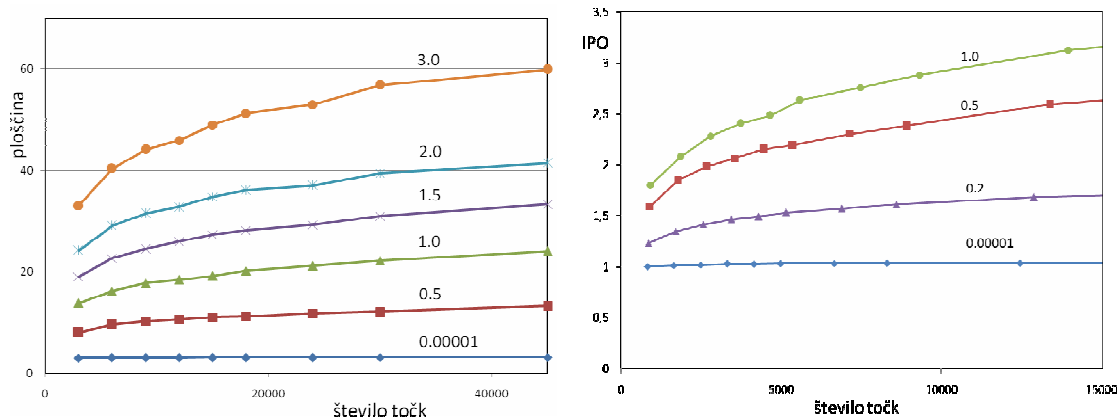
Primer stabilograma dolžine 3000 točk, ki ustreza pri nas običajni enominutni meritvi s frekvenco vzorčenja 50 Hz, je prikazan na sliki 4. Narisan je tudi obris, kot smo ga določili s 25 Fourierjevimi koeficienti. Pomen elastičnega parametra  $\alpha$  prikazuje slika 5, kjer sta prikazana ploščina in IPO za zaporedje 3000 točk, izračunanih pri različnih vrednostih tega parametra.



Slika 4. Primer stabilograma privezanega slučajnega gibanja pri vrednosti elastičnega parametra  $\alpha=1$ . Obrisi področja je bil izračunan s 25. Fourierjevimi koeficienti.



Slika 5. Odvisnost ploščine (levo) in indeksa posameznih premikov (desno) od elastičnega parametra  $\alpha$  za simulirane podatke dolžine 3000 točk.



Slika 6. Odvisnost ploščine od števila obdelanih točk za podatke simulirane pri vrednostih elastičnega parametra  $\alpha=0,00001$ ; 0,5; 1,0; 1,5; 2,0 in 3,0 (levo). Odvisnost indeksa posameznih odmikov (IPO) od števila obdelanih točk za podatke simulirane za vrednosti elastičnega parametra  $\alpha=0,00001$ ; 0,2; 0,5 in 1 (desno).



Iz simuliranih stabilogramov izračunane ploščine in IPO prikazujeta sliki 6 kot funkciji števila podatkov pri različnih vrednostih elastičnega parametra  $\alpha$ .

## RAZPRAVA

Našo skupino preiskovancev so sestavljale osebe, ki so bile za svojo starost zelo telesno zmogljive. Na to kaže že samo dejstvo, da je bilo več kot dve tretjini (69 %) preiskovancev sposobnih stati eno minuto z zaprtimi očmi na mehki podlagi. Tudi parametri stabilometrije v tabeli 1 kažejo na to. Če jih primerjamo z drugimi skupinami (1) vidimo, da so vsi njihovi parametri znotraj pričakovanih meja, vendar precej bliže tistim, ki bi jih pričakovali za precej mlajšo skupino. So pa med posamezniki znotraj skupine znatne razlike, na kar kažejo velike vrednosti standardnih odklonov. Prav tako je povečanje vseh parametrov v tabeli 1 ob zaostrenih pogojih senzoričnega priliva skladno s pričakovanji. Ob tem pa nam tabela 2 pokaže, da se kljub večjemu nihanju težišča telesa ob zaostrenih pogojih fraktalne dimenzije stabilogramov statistično značilno ne spremenijo. To bi lahko pomenilo, da ostaja oblika stabilograma tudi pri povečanem nihanju nespremenjena in da se mehanizem nadzora drže pri tem ne spremeni. Vsekakor bo potrebno to trditev preveriti na večji skupini preiskovancev.

Slike 1, 2 in 3 prikazujejo vpliv filtriranja podatkov na izračunane parametre stabilograma. Na njih so prikazani vrednosti posameznih parametrov, ki so normirane glede na vrednosti dobljene iz nefiltriranih podatkov za posamezno meritev. Tako vidimo, da se na primer pri Gaussovem filtriranju širine  $\sigma=5$  izračunana ploščina stabilograma zmanjša kar za 15% in indeks posameznih odmikov za 7 %. Prav tako se tudi vse izračunane fraktalne dimenzije s filtriranjem podatkov zmanjšujejo.

Simulirane podatke smo uporabili za analizo vpliva števila podatkov na parametre stabilograma. Kot vidimo na slikah 6 in 7 je vpliv odvisen predvsem od oblike stabilograma, kot jo določa elastičen parameter  $\alpha$ . Kadar je oblika stabilograma enostavna in je gibanje omejeno predvsem na majhen središčni del, takrat daljši čas merjenja in posledično večje število merskih točk le malo vplivata na rezultate analize. To so primeri stabilogramov z majhnimi vrednostmi elastičnega parametra. Kadar pa je ta večji in se projekcija težišče občasno premakne tudi daleč izven osrednjega dela stabilograma, tedaj daljši čas merjenja zajame več teh dogodkov in se zato tudi izračunani parametri spremenijo. Kot vidimo na sliki 6 se na primer pri vrednosti  $\alpha=3$  izračunana ploščina poveča kar za 22 %, če podvojimo čas meritve (od 3000 do 6000 točk). Vpliv tega parametra elastičnosti na ploščino in IPO prikazuje slika 5. Linearna odvisnost ploščine je pričakovana, saj v izrazu za elastično energijo nastopa parameter  $\alpha$  skupaj s kvadratom raztezka, temu pa je sorazmerna ploščina. Bolj zanimiva pa je odvisnost IPO od  $\alpha$ , saj je na sliki 5 videti, da se vrednost tega indeksa v zelo elastičnem primeru ustali pri približno 1,8.

## SKLEP

Z analizo stabilogramov starejših oseb smo pokazali, da predobdelava merskih podatkov filtrom Gaussove oblike bistveno vpliva na rezultate analize. Od širine Gaussovega filtra so odvisni tako običajni parametri stabilograma, ki so povezani z odmiki in površino, kot tudi indeks posameznih odmikov ter fraktalne dimenzije stabilograma in njegovega obrisa.

Te dimenzije pa se pri izmerjeni skupini niso statistično značilno razlikovale glede na različne pogoje senzoričnega priliva, kot so odprte ali zaprte oči, mehka ali trda podlaga. S pomočjo simuliranih podatkov smo pokazali tudi, da čas meritve lahko bistveno vpliva na rezultate analize stabilogramov, predvsem kadar oblika stabilograma ni čisto preprosta in se središče pritiska občasno premakne izven osrednjega dela.

## ZAHVALA

Delo je bilo opravljeno s finančno pomočjo ARRS v okviru raziskovalnega projekta J3 – 0178.

## LITERATURA

1. Sevšek F, Rugelj D (2008). Analiza oblike in površine stabilograma. V: Rugelj, D. (ur.). Posvetovanje Biomehanika v zdravstvu, 1. december 2008, Ljubljana. *Zbornik predavanj*. Ljubljana: Visoka šola za zdravstvo, 2008, str. 1-12.
2. Carter ND, Kannus P, Khan KM (2001). Exercise in the prevention of falls in older people. A systemic literature review examining the rationale and the evidence. *Sports Medicine*, 31: 427-438.
3. Woollacott M, Shumway-Cook A (2002). Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture*, 16, 1-14.
4. Peterka RJ (2002). Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol* 88 (3): 1097-1118.
5. Horak FB, Mirka A, Shupert CL (1989). The role of peripheral vestibular disorders in postural discontrol in the elderly. In: Wollacott, M.H., Shumway-Cook, A. eds. *The development of posture and gait across the life span*, (pp253-279) Columbia: University of south Carolina.
6. Collins JJ, De Luca CJ (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res* 95: 308– 318.
7. Doyle LT, Newton RU, Burnett AF (2005). Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83: 2034-2040.
8. Winter DA (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture* 3: 193–214
9. Sevšek F, Rugelj D (2006). Določanje oblike področja gibanja projekcije težišča. V: Rugelj, D. (ur.). Posvetovanje Celostna obravnava starostnikov, 24. november 2006, Ljubljana. *Zbornik predavanj*. Ljubljana: Visoka šola za zdravstvo, 2006, str. 79-87.
10. Sevšek F. Shape analysis of postural sway area. ICBME 2008, Proceedings 23: 1825–1828, 2009.
11. Sevšek F, Rugelj D. (2009). Tethered random walk as a model for stabilometry. In Proceedings of XXII congress of International society of biomechanics, July 5-9, Cape Town South Africa.

12. Rugelj D (2009). The effect of functional balance training in frail nursing home residents. *Arch Gerontol Geriatr* doi:10.1016/j.archger.2009.03.009.
13. Chandler D. Introduction to Modern Statistical Mechanics. Oxford University Press, 1987.
14. Press WH and Teukolsky SA. *Computers in physics* 6: 522–524, 1992.
15. Shumway-Cook A, Horak FB (1986). Assessing the influence of sensory interaction on balance. *Phys Ther* 66 (10): 1548-50.
16. Sevšek F, Rugelj D (2006). Sistem za obdelavo stabilometričnih meritev. V: Rugelj, Darja (ur.). Posvetovanje Celostna obravnava starostnikov, 24. november 2006, Ljubljana. *Zbornik predavanj*. Ljubljana: Visoka šola za zdravstvo, 2006, str. 89-96.
17. Sevšek F (2009). Stabilometrija V 1.0 [Elektronski vir]. Ljubljana: Visoka šola za zdravstvo. Dostopno tudi na: <http://digitus.zf.uni-lj.si/~sevsekf/Programi/Stabilometrija>. <14.10.2009>
18. Costa LF, Cesar RM Jr. (2001). Shape analysis and classification - theory and practice. CRC Press.
19. Rugelj D, Sevšek F (2007). Postural sway area of elderly subjects. *WSEAS transactions on signal processing* 3 (2): 213-9.
20. Sevšek F (2007). Fourier and minimal bending analysis of postural sway area. *WSEAS transactions on information science and applications*, 4 (4): 794-799.
21. Oliveira L, Simpson DM, Nadal J (1996). Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiol. Meas.* 17: 305–312
22. Press WH, Teukolsky SA, Vetterlin WT, Flannery BP (1992). *Numerical Recipes in C*. Cambridge University Press.
23. Kaye B (1999). *Chaos and Complexity*. Wiley -VCH Press, Washington, New York.

