

Analiza oblike in površine stabilograma

France Sevšek, Darja Rugelj
UNIVERZA V LJUBLJANI, Visoka šola za zdravstvo, Ljubljana

IZVLEČEK

Analiza oblike in velikosti področja gibanja projekcije telesnega težišča (stabilograma) pri mirni pokončni stoji je lahko pomemben pokazatelj učinkovitosti delovanja posameznega podsistema nadzora drže. V tem prispevku pokažemo, da je običajna metoda analize s pomočjo lastnih vrednosti kovariančne matrike (metoda PCA) uporabna samo za popis središčnega področja stabilograma in da je potrebno za elipso, ki zaobsega 95 % vseh točk uporabiti faktor 2,45 pri izračunu glavnih osi, če je porazdelitev Rayleighova. Z metodo Fourierjeve analize obrisa (FAO) stabilograma pa je mogoče določiti celotno ploščino in tudi njegovo obliko. Taka analiza je občutljiva tudi na posamezne, malo verjetne premike projekcije težišča zunaj osrednjega področja stabilograma. Ker pa so podrobnosti teh premikov lahko zelo različne smo razvili metodo učinkovitih obrisov, pri kateri ob analizi oblike s Fourierjevimi koeficienti upoštevamo še parametra asimetrije in upogibne energije obrisa. Na podlagi teh rezultatov predlagamo nov parameter: indeks posameznih odmikov, ki je enak razmerju med celotno ploščino stabilograma in središčno ploščino, določeno z metodo PCA. Ta parameter je občutljiv predvsem na posamezne, malo verjetne premike projekcije težišča in je zato pričakovati, da bo uporaben pri analizi stabilogramov oseb z motnjami ravnotežja.

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 nikoli ni bila pomembna drugače, kot le izhodiščni položaj za gibanje. Zato ni nenavadno, da mirna pokončna staja v večini primerov ni statičen, ampak dinamičen pojav. Kadar stojimo, je naše težišče sorazmerno visoko, njegova natančna lega je odvisna od položaja vseh telesnih delov, vendar je nekje okoli ledvenega predela; podporna ploskev pa je sorazmerno majhna: obsega področje obeh stopal in površino med njima. Dokler nam uspe ohranjati navpično projekcijo težišča znotraj podporne ploskve, stojimo; če pa se ta premakne izven podporne ploskve, lahko poskusimo s premikom stopala ustrezno spremeniti podporno ploskev - če pri tem nismo uspešni, pademo. Pri pokončni stoji 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 (1) hkrati pa zaradi pešanja delovanja osrednjega živčevja nadzor drže zahteva tudi vse več pozornosti (2). Zaradi težav z ravnotežjem se tako s staranjem povečuje verjetnost za padce (3), ki 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.

Analiza mirne pokončne stoji je lahko pomemben pokazatelj učinkovitosti delovanja posameznega podsistema nadzora drže. Te meritve najbolj naredimo s pomočjo pritiskovne plošče. Opazovana oseba stoji na posebni plošči, pod katero so vgrajeni senzorji pritiska. S pomočjo 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 pa stabilogram. 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 (4) pri čemer je videti, da so najbolj zanesljivi parametri povezani s fraktalno dimenzijo (5).

Vendar pa se način nadzora telesne drže ne kaže le v podrobnosti stabilograma, ampak tudi v njegovi globalnih lastnostih kot sta njegovi velikost in oblika. Zato bomo v tem prispevku pregledali možnosti za analizo površine in oblike stabilograma ter ocenili njihovo praktično uporabnost. Pokazali bomo, da lahko izračun ploščine stabilograma v splošnem razdelimo na dva pristopa: določimo lahko središčno ploščino, ki popiše le manjši osrednji del stabilograma; ali pa izračunamo celotno ploščino izmerjenih podatkov. Videli bomo, da je središčna ploščina pomembna za popis najbolj pogostih dogodkov, celotna ploščina pa vključuje tudi redke, izjemne premike projekcije težišča. Prav ti občasni premiki pa so za analizo nadzora telesnega ravnotežja zelo pomembni. V nadaljevanju bomo opisali način določanja oblike in celotne ploščine stabilograma ter predlagali parameter za kvantizacijo izoliranih občasnih premikov težišča.

METODE

Vse prikazane meritve smo opravili s pritiskovno ploščo Kistler 9286 AA, s 50 Hz vzorčenjem, kar nam je dalo 3000 merskih točk na posamezen enominuten stabilogram. Podatke smo zajemali s programom Kistler BioWare in jih prenesli na strežnik z operacijskim sistemom Linux (Fedora 8), kjer smo jih obdelali s posebej v ta namen razvitim programskim sistemom. Ta je dosegljiv preko spletnega vmesnika in je sestavljen iz sistemskih procedur ter programov za obdelavo podatkov napisanih v jezikih C, Fortran in PHP (6).

SREDIŠČNA PLOŠČINA: LASTNE VREDNOSTI KOVARIANČNE MATRIKE (METODA PCA)

Osnovne podatke o obliki in smeri področja, ki ga opiše projekcija težišča, nam lahko da analiza glavnih osi kovariančne matrike (σ^2), ki je v literaturi poznana kot metoda »principal component analysis« (PCA). To matriko izračunamo iz izmerjenih položajev projekcije težišča (x_i in y_i) kot (7):

$$\sigma^2 = \begin{bmatrix} \sigma_{xx}^2 & \sigma_{xy}^2 \\ \sigma_{yx}^2 & \sigma_{yy}^2 \end{bmatrix}, \quad (1)$$

kjer so elementi

$$\sigma_{xy}^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}) \quad (2)$$

in sta \bar{x} in \bar{y} povprečni vrednosti položajev v smeri x in y. Velikosti obeh glavnih osi ($\sigma_{1,2}^2$) dobimo z diagonalizacijo matrike (1) kot:

$$\sigma_{1,2}^2 = \frac{1}{2} (\sigma_{xx}^2 + \sigma_{yy}^2 \pm \sqrt{(\sigma_{xx}^2 - \sigma_{yy}^2)^2 + 4(\sigma_{xy}^2)^2}). \quad (3)$$

Smer glavne osi določa kot ϑ , ki ga lahko preprosto izračunamo (7):

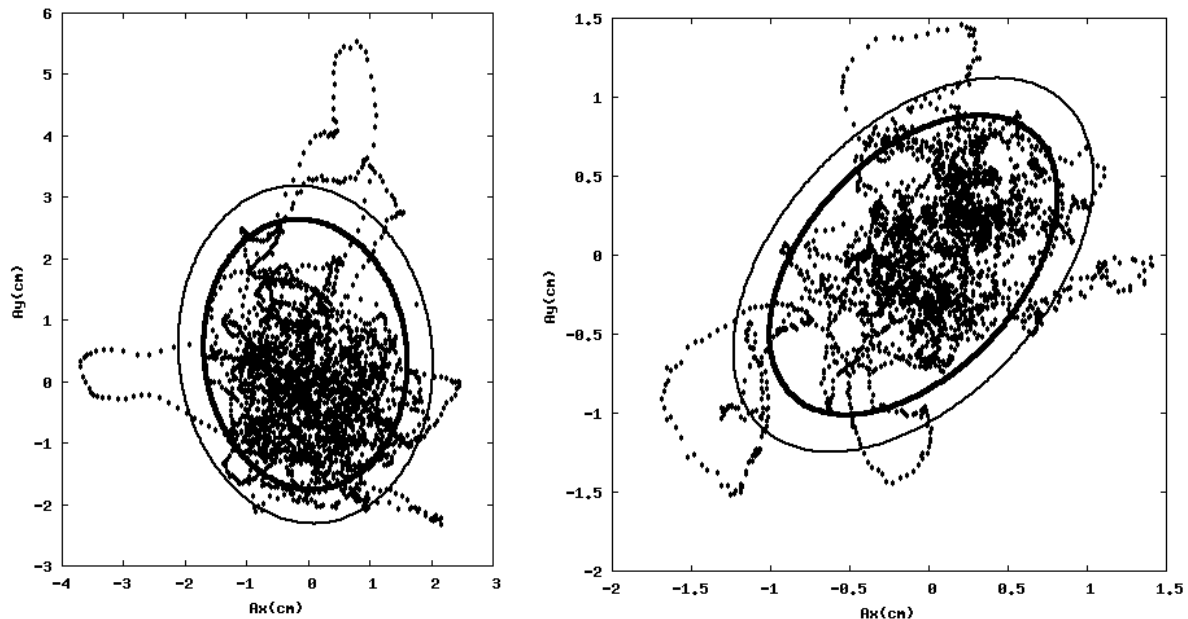
$$\operatorname{tg} \vartheta = \frac{\sigma_{xy}^2}{(\sigma_{xx}^2 - \sigma_{yy}^2)}. \quad (4)$$

Ker smo za razliko od standardnega postopka v definiciji σ_{xy}^2 namesto N v imenovalcu uporabili vrednost (N-1), predstavljata lastni vrednosti take matrike kar vrednosti največjih standardnih odklonov. Zato se večina avtorjev odloči za popis merskega področja z elipso, ki ima osi velikosti 1,96 največjega standardnega odklona – tak postopek bomo imenovali standardna metoda PCA. Zanimivo je, da so vrednost 1,96 izbrali, ker je za enodimenzionalno normalno porazdelitev tedaj 0,95 % točk znotraj izbranega intervala. Vendar pa je v našem primeru porazdelitev dvodimenzionalna. Če sta v obeh smereh porazdelitvi normalni in imata enaki varianci, oddaljenost od središča ni normalna, ampak ustreza Rayleighovi porazdelitvi:

$$f(x) = (x/\sigma)^2 \exp(-x^2/2\sigma^2), \quad (5)$$

pri kateri lahko kumulativno porazdelitev zelo enostavno izračunamo:

$$c = 1 - \exp(-x^2/2\sigma^2). \quad (6)$$



Slika 1. Stabilograma dveh mladih oseb, starih 22 (levo) in 23 let (desno) pri mirni enominutni stoji z zaprtimi očmi na mehki podlagi. Elipsi ustrezata 1,96 (notranja) in 2,45 (zunanja) lastnih vrednosti kovariančne matrike.

Če izberemo za $(x/\sigma)^2 = 1,96$, potem je $c = 0,8535$. Torej bo taka elipsa zaobjela samo 85,35 odstotka vseh točk. Če pa vendarle želimo upoštevati 95 % vseh točk pa moramo glede na enačbo (6) izbrati vrednosti 2,4477 $\sigma_{1,2}$ za dolžini glavnih osi elipse.

Na sliki 1 sta prikazana dva stabilograma oseb ženskega spola, starih 22 in 23 let med mirno stoji z zaprtimi očmi na mehki podlagi. Lastne osi obeh prikazanih elips smo izračunali z diagonalizacijo kovariančne matrike in privzeli vrednosti 1,96 in 2,45 lastnih vrednosti matrike. Če bi bila porazdelitev točk stabilograma Rayleighova, bi notranja elipsa zaobjemala 85,35% točk, zunanja pa 95%. Kot vidimo, izračunane elipse zadovoljivo popišejo središčni del stabilograma, to je področje, kjer je verjetnost gibanja projekcije telesnega težišča največja. Taka analiza podatkov pa ne da nobene informacije o posameznih malo verjetnih premikih projekcije težišča zunaj osrednjega področja. Prav tako pa je opis stabilograma z elipso le grob približek, pri katerem izgubimo vse informacije o dejanski obliki izmerjenega področja.

Zaradi vseh teh pomanjkljivosti smo razvili način analize stabilogramov s Fourierjevimi koeficienti, ki je opisan v naslednjem razdelku.

CELOTNA PLOŠČINA STABILOGRAMA – FOURIERJEVA ANALIZA OBRISA

Za določitev celotne površine stabilograma smo razvili postopek, ki temelji na Fourierjevi analizi obrisa izmerjenega področja (8). Obrisa stabilograma lahko v večini primerov določimo kot enostavno, pretežno konveksno krivuljo, ki je čim bolj na zunanji meji izmerjene površine. Tak obris najprej v grobem določimo tako, da celotni kot razdelimo na večje število delov (N) in določimo največjo oddaljenost (R_i) merskih točk v posameznem

intervalu kota φ_i . Tako izračunan obris nato popišemo s Fourierjevim razvojem (9):

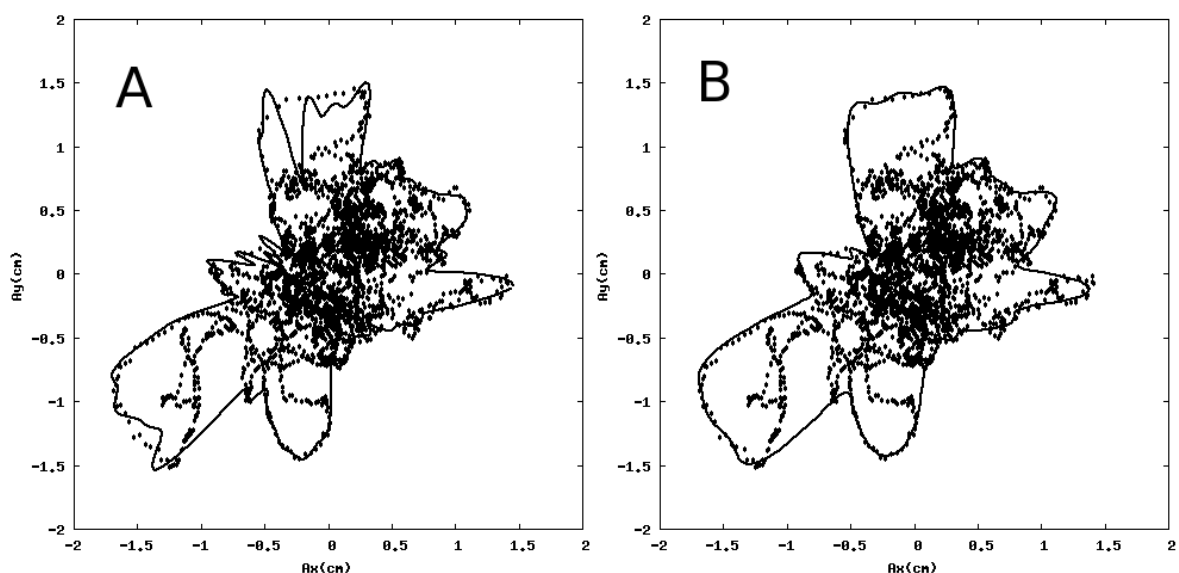
$$R(\varphi) = R_0 + \sum_{m=1}^{m_{\max}} (A_m \cos m\varphi + B_m \sin m\varphi), \quad (7)$$

kjer je φ polarni kot do točke na obrisu določen v izbranem koordinatnem sistemu, A_m in B_m so ustrezni Fourierjevi koeficienti in m_{\max} število koeficientov v razvoju – več kot jih je, bolj podrobno lahko opišemo izmerjeni obris. Koeficiente za dani obris določimo z minimizacijo vsote kvadratov razlik med N izmerjenimi in izračunanimi oddaljenosti točk roba od koordinatnega izhodišča:

$$F = \sum_{i=1}^N (R(\varphi_i) - R_i)^2. \quad (8)$$

Tak postopek nas privede do sistema linearnih enačb, ki ga lahko preprosto rešimo. V ta namen smo uporabili razcep matrike na spodnji in zgornji trikotni del (razcep LU)(10) in dobili rešitve s preprostim zaporednim vstavljanjem rešitev. Uporabljena metoda se je izkazala kot hitra in zanesljiva zato smo jo vključili v naš sistem za analizo stabilometričnih meritev (6).

Pri analizi površin stabilogramov ostane tako odprto samo še vprašanje števila razdelitev kota pri začetni določitvi obrisa področja, ki je enako številu točk obrisa (N) ter število uporabljenih Fourierjevih koeficientov (m_{\max}). Pri tem vsekakor velja, da mora biti v skladu z Nyquist–Shannonovim teoremom vzorčenja $m_{\max} < N/2$. Za stabilograme s 3000 točkami je navadno dovolj $N=100$, saj večje število povzroči pretirano upogibanje obrisa,



Slika 2. Stabilogram mlade osebe pri mirni enominutni stoji z zaprtimi očmi na mehki podlagi z obrisom izračunanim s 160 točkami in 40 koeficienti (A) in 100 točkami in 25 Fourierjevimi koeficienti.

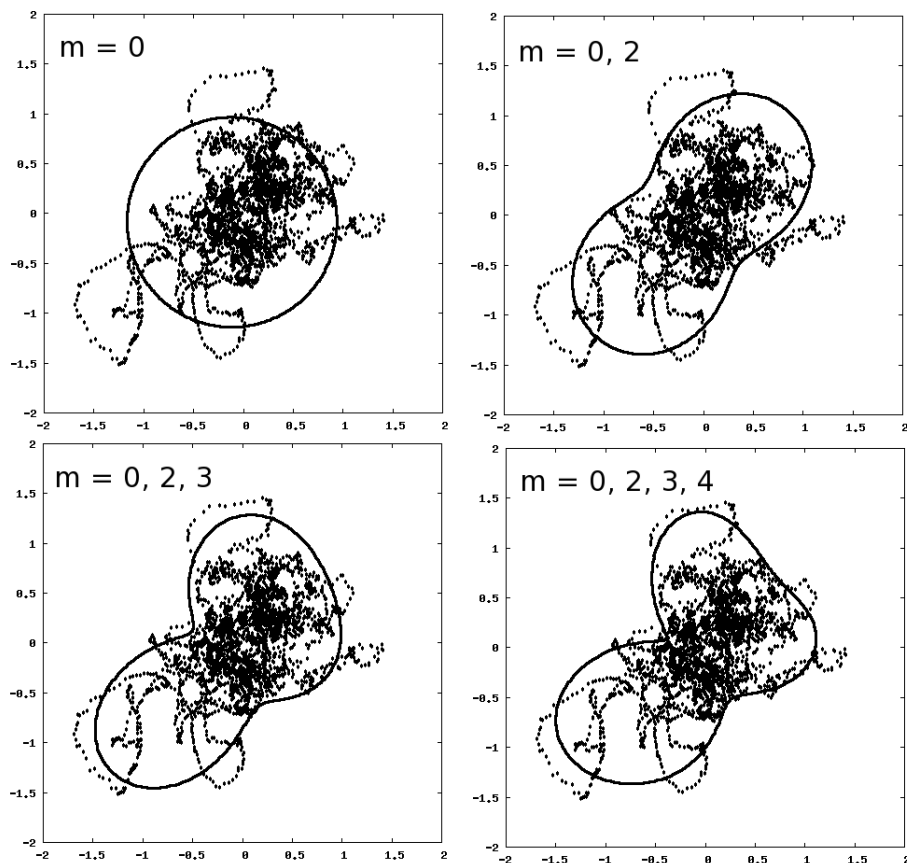
ki je posledica kotnih intervalov z zelo malo merskimi točkami. Tako sta na sliki 2 prikazana dva primera obdelave istega stabilograma, kjer smo rob enkrat izračunali s 160 točkami (A), drugič pa le s 100 (B). V prvem primeru smo obris popisali s 40 koeficienti, v drugem pa s 25. Vidimo, da več ni tudi boljše. Veliko število točk obrisa namreč povzroči nepotrebno nazobčanost obrisa, ki ga potem veliko število koeficientov popiše z vsemi nepotrebniimi podrobnostmi.

Število potrebnih koeficientov lahko tudi ocenimo z analizo prispevkov posameznih členov k celotni ploščini. Celotno površino področja stabilograma, katerega obris določajo koeficienti A_m in B_m lahko namreč preprosto izračunamo kot:

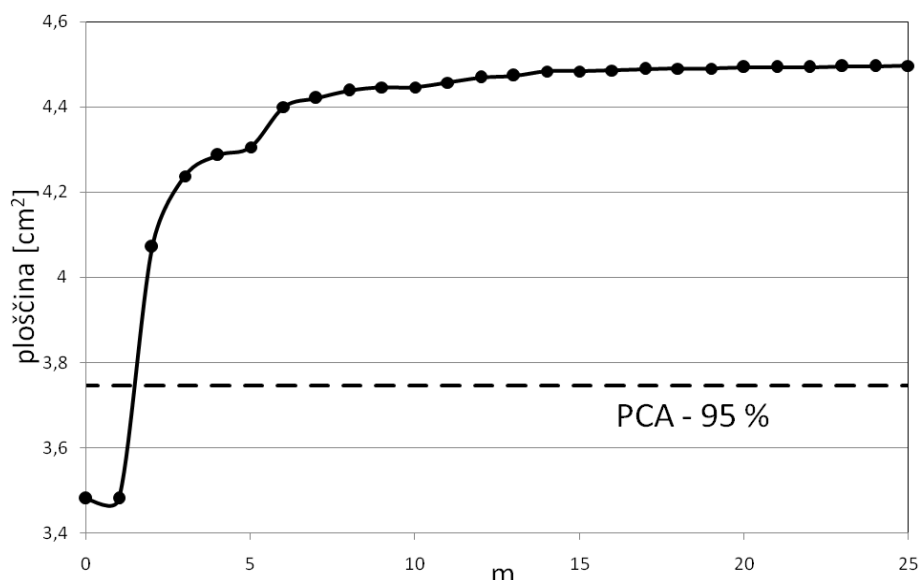
$$A = \pi R_0 + \pi \sum_{m=1}^{m_{\max}} (A_m^2 + B_m^2). \quad (9)$$

Kot primer je na sliki 3 prikazan vpliv posameznih Fourierjevih koeficientov na izračunano obliko stabilograma. Vidimo, da že prvih nekaj koeficientov popiše glavne značilnosti oblike stabilograma in s številom koeficientov natančnost popisa narašča. Za ta primer je na sliki 4 prikazana ploščina stabilograma v odvisnosti od števila Fourierjevih koeficientov (m) za obdelavo prikazano na sliki 2B. Kot vidimo je seveda prispevek člena z $m = 0$ največji. Členi z $m = 1$ predstavljajo povprečno vrednost poti projekcije težišča in so zato blizu nič ter ne prispevajo k ploščini. Po pričakovanju je nato še velik prispevek člena z $m = 2$, nato pa vsak naslednji člen prispeva vse manj. V prikazanem primeru opazimo tudi, da so na sliki 3 prispevki koeficientov $m = 5$ in $m = 10$ bistveno manjši od sosednjih. Vsekakor pa vsi členi od desetega reda dalje prispevajo komaj 1 % celotne ploščine. Zato lahko ugotovimo, da je za izračun površine dovolj upoštevati le prvih deset členov razvoja. Zanimivo je, da je središčna ploščina določena s standardno metodo PCA skoraj pol manjša od celotne ploščine in celo manjša od prispevka člena z $m = 0$. Tudi če upoštevamo 95 % vseh točk tako izračunana ploščina, ki je prikazana s črtkano črto na sliki 4, doseže le dobrih 80 % celotne ploščine stabilograma.

Ta razlika pa je pogosto posledica posameznih občasnih velikih odmikov projekcije težišča od osrednjega dela stabilograma. Ti so seveda le malo verjetni in jih zato najbrž ni smiselno podrobno popisovati, saj bi bili lahko na primer pri naslednji meritvi precej drugačni. So pa pogosto prav ti posamezni veliki odmiki zelo pomembni za interpretacijo stabilometričnih meritev in jih zato ne želimo v analizi zanemariti. V ta namen smo razvili metodo določanja efektivnega obrisa stabilograma, ki je opisana v naslednjem razdelku. V tem primeru zanemarimo podrobnosti v obliki posameznih velikih odmikov, jih pa upoštevamo pri obrisovanju področja gibanja projekcije težišča.



Slika 3. Oblika obrisa stabilograma narisane z upoštevanjem manjšega števila začetnih Fourierjevih koeficientov.



Slika 4. Izračunana ploščina stabilograma kot funkcija največjega reda upoštevanih Fourierjevih koeficientov (m) za stabilogram prikazan na sliki 2B. Črtna črta prikazuje vrednost ploščine izračunane z metodo PCA, ki naj bi zajela 85 % merskih točk.

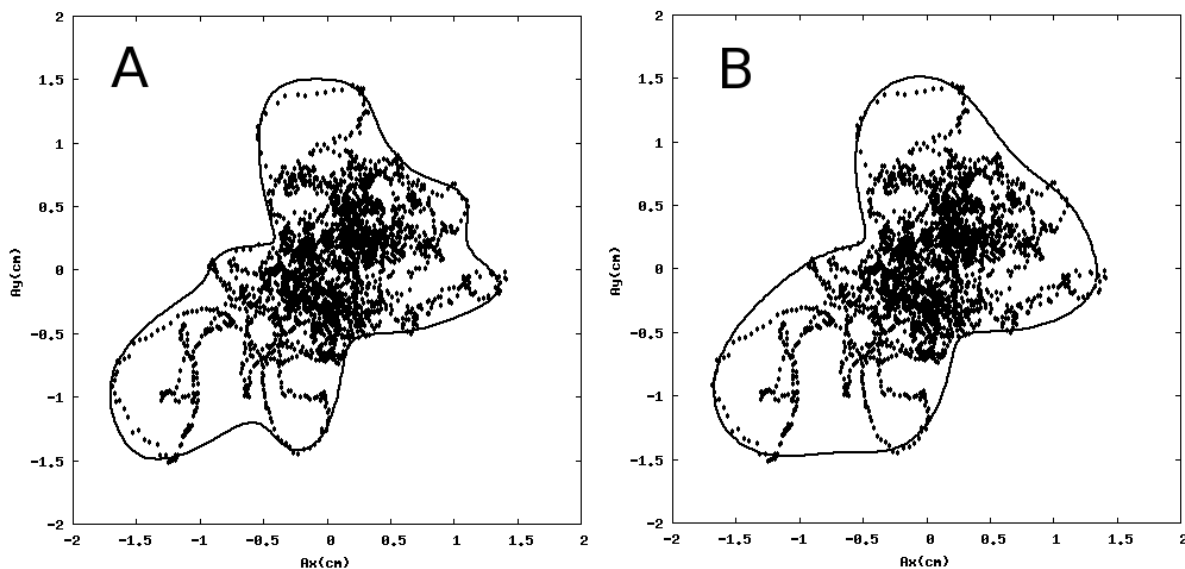
CELOTNA PLOŠČINA STABILOGRAMA – EFEKTIVNI OBRIS

Ta popis smo izdelali zato, da lahko analiziramo obliko izmerjenih stabilogramov in pri tem vključimo posamezne malo verjetne velike odmike projekcije težišča od osrednjega dela, ne da bi upoštevali njihove podrobnosti (11).

Obris stabilograma določimo enako kot pri zgoraj opisanem postopku z razdelitvijo celotnega kota na manjše intervale. Razlika je le pri izračunu Fourierjevih koeficientov. Za dani obris jih izračunamo z minimizacijo karakteristične funkcije (F):

$$F = \sum_{i=1}^N \omega_i (R(\varphi) - R_i)^2 + \gamma \sum_{m=0}^{m_{\max}} m^2 (m-1)^2 (A_m^2 + B_m^2), \quad (10)$$

kjer je prvi člen asimetrična vsota kvadratov razlike med izračunanimi ($R(\varphi)$) in izmerjenimi (R_i) točkami obrisa. Parameter asimetrije ω uravnava razdaljo za katero lahko izračunana krivulja obrisa prodre v notranjost izmerjenega področja. Njegova vrednost je ena kadar je oddaljenost izračunane točke obrisa od izbranega koordinatnega izhodišča večja kot oddaljenost točke obrisa pri istem kotu. Kadar pa je oddaljenost izračunane točke manjša, pa je vrednost parametra ω_i enaka izbrani konstantni vrednosti – po navadi 10 ali 20. Drugi člen v gornji enačbi je povezan z upogibno energijo krivulje obrisa in skrbi za to, da zvijanja z daljšo valovno dolžino bolj upoštevana kot tista s krajšo. Oblika tega člena mora biti taka, da je nič za okroglo obliko ($m=0$) in za premike koordinatnega izhodišča ($m=1$) ter je sode funkcija števila m . Za minimizacijo karakteristične funkcije (F) smo uporabili izračun z metodo simpleksov (10), ki se je izkazal za počasnega vendar zelo zanesljivega.



Slika 5. Obris stabilograma mlade osebe pri mirni enominutni stoji z zaprtimi očmi na mehki podlagi (enako kot na sliki 2) izračunan s 100 točkami in 25 Fourierjevimi koeficienti ter parametrom asimetrije $\omega = 20$ in parametrom upogibne energije $\gamma = 0,0001$ (A) in $\gamma = 0,001$ (B).

Tabela 1: Povprečne vrednosti efektivnih ploščin, izračunanih z metodo FAO, in indeks posameznih odmikov (IPO) za skupino mladih in starih preiskovancev pri mirni pokončni stoji na trdi in mehki podlagi z odprtimi in zaprtimi očmi.

podlaga	oči	MLADI		STARI	
		Ploščina FAO	IPO (FAO/PCA)	Ploščina FAO	IPO (FAO/PCA)
trda	odprte	5,25 ± 2,1	1,74 ± 0,33	6,63 ± 3,30	2,00 ± 0,34
trda	zaprte	7,45 ± 4,0	1,99 ± 0,34	11,09 ± 7,49	2,19 ± 0,35
mehka	odprte	16,87 ± 12,8	1,89 ± 0,27	26,00 ± 9,44	2,12 ± 0,33
mehka	zaprte	43,30 ± 17,4	2,10 ± 0,33	72,50 ± 28,2	2,05 ± 0,25

Na sliki 5 je kot primer prikazan, enako kot na sliki 2, stabilogram mlade osebe pri mirni enominutni stoji z zaprtimi očmi na mehki podlagi vendar je v tem primeru izračunan efektivni obris s parametrom asimetrije $\omega = 20$ in dvema vrednostima parametra upogibne energije $\gamma = 0,001$ in $\gamma = 0,0001$. Kot vidimo, večja vrednost parametra upogibne energije poskrbi, da je obris veliko manj naguban, parameter asimetrije pa omogoči, da kljub temu obris ostane zunaj izmerjenega področja stabilograma.

INDEKS POSAMEZNIH ODMIKOV

Pri analizi stabilogramov ljudi z motnjami v ravnotežju smo ugotovili, da je pomembna prav razlika v številu in velikosti posameznih slučajnih odmikov projekcije težišča izven osrednjega področja stabilograma. Zato se postavlja vprašanje, kako enostavno kvalitativno popisati te odmike.

Na podlagi zgoraj opisanih rezultatov je videti, da bi razmerje med celotno ploščino izračunano s Fourierjevo analizo in ploščino dobljeno s standardno PCA metodo lahko bilo primeren pokazatelj (12). To razmerje smo za nadaljnjo uporabo imenovali indeks posameznih odmikov (IPO). Kot primer je so v tabeli 1 prikazani rezultati stabilometričnih meritev skupine 40 zdravih starejših ljudi, živečih v domačem okolju (68 ± 3 let) in 36 mladih ($21,7 \pm 2$ let). Meritve smo opravili v štirih različnih senzoričnih pogojih: oči odprte in zaprte ter stoja na mehki in trdi podlagi (13). Vidimo, da se vrednosti parametra IPO razlikujejo med skupinami in tudi med različnimi merskimi pogoji.

RAZPRAVA

V tem delu smo pokazali, da navkljub naivnemu pričakovanju, površina in oblika stabilograma nista dobro definirana pojma. Stabilogram je namreč krivulja, sestavljena iz končnega zaporedja merskih točk, ki ne napolni celotne ploskve. Ker taka krivulja ni ploskev tudi njene oblike in površine ni mogoče enostavno določiti. Kljub temu pa naše oči v večini primerov interpretirajo stabilogram kot površino določene oblike. Zato je morda še najbolj naraven pristop k analizi tovrstnih krivulj z orodji za analizo slik, kjer krivuljo spremenimo v sivinsko sliko in jo nato ustrezno obdelamo (14). Vendar pa je razvoj

obdelave stabilogramov sledil drugačni poti. Prvi poskusi popisa površine stabilogramov so bili z elipso, katere osi pa so napačno izračunavali z linearno regresijo in izbirali velikosti glavnih osi elipse kot 1,96 dobljenega rezultata v pričakovanju, da bodo s tem zaobjeli 95 % točk, pri tem pa se niso zavedali, da taka porazdelitev tudi v idealnem primeru ni normalna ampak Rayleighova. Šele leta 1996 je Oliveira s sodelavci (7) pokazal pravi način analize oblike stabilograma z elipso. Ta standardna PCA metoda je vse do danes ostala prisotna v večini komercialnih programov, ki jih proizvajalci ponujajo skupaj s pritiskovnimi ploščami. V našem delu smo pokazali, da je ta metoda ustrezna le kadar nas zanima središčna ploščina stabilograma. Za večino praktičnih primerov pa je tak postopek analize neustrezen, saj zanemari posamezne, malo verjetne premike projekcije telesnega težišča, ki pa so karakteristična lastnost večine stabilogramov. Zato smo razvili nov način popisa s Fourierjevimi koeficienti in efektivnim obrisom. Tak način analize oblike je pogosto uporabljen v fiziki, kjer s harmonično analizo opišemo lastnosti sistema. Podoben je tudi opisu oblike predmetov s Fourierjevimi deskriptorji na področju računalniškega razpoznavanja oblik (15,16), vendar smo se v tem delu zaradi zaključenih, pretežno enostavnih krivulj raje odločili za odvisnost obrisa od kota, kot za opis v odvisnosti od dolžine loka. Na tak način smo lahko tudi bolj smiselno in enostavno definirali površino stabilograma in upogibno energijo njegovega obrisa (11).

Pri našem delu s starostniki se vseskozi pojavlja vprašanje, s katerimi parametri stabilograma bi bilo mogoče ustrezno kvantizirati razlike med posameznimi skupinami preiskovancev. Predlaganih je bilo že veliko različnih parametrov, ki so pogosto med seboj povezani in uporabni predvsem za posamezne izbrane primere. Zato je v zadnjem času v literaturi zaslediti analizo stabilogramov z zelo velikim številom različnih parametrov, tudi 114 (17), katerih pomembnost nato izračunajo. Ob tem je zanimivo, da je v večini primerov med izračunanimi parametri površina zastopana le v zvezi z dolžino poti ali velikosti kvadratnega obrisa (18, 19). Najverjetneje je tako zapostavljanje površine in oblike stabilogramov tudi posledica težav pri njunem izračunavanju, ki jih naš način analize v veliki meri odpravi. Zato smo lahko predlagali nov parameter, ki smo ga imenovali indeks posameznih odmikov (IPO) in ga definirali kot razmerje med celotno ploščino izračunano s Fourierjevo analizo obrisa in ploščino dobljeno s standardno PCA metodo. Pokazali smo, da ta parameter dobro loči med staro in mlado populacijo ter da odraža tudi zaostrene senzorične pogoje. Vsekakor pa bo potrebno praktično uporabnost predlaganega novega parametra še podrobneje proučiti.

SKLEP

V tem prispevku smo prikazali probleme pri analizi površin in oblik izmerjenih stabilogramov ter naš način njihovega reševanja. Videli smo, da je standardni postopek izračuna ploščin z metodo PCA v večini primerov neustrezen, saj nam da le središčno ploščino. Zato je Fourierjeva analiza obrisov (FAO) stabilograma večinoma bolj primerna. Za popis oblike in površine pa smo predlagali uporabo modificirane oblike FAO: izračun efektivnega obrisa, ki upošteva posamezne, malo verjetne odmike projekcije telesnega težišča ob tem pa zanemari njihovo podrobnejšo obliko. Na podlagi te analize smo vpeljali parameter imenovan indeks posameznih odmikov kot razmerje med celotno površino izračunano s FAO in površino, ki nam jo da standardna metoda PCA. Na podlagi primerjave rezultatov med skupinama mladih in starejših ljudi je pričakovati, da bo tako

definiran indeks uporaben predvsem za ločevanje stabilogramov, ki se razlikujejo po številu in obliki majhnega števila posameznih odmikov.

ZAHVALA

Delo je bilo opravljeno s finančno pomočjo ARRS, projekt L3-0191-0382-08, in podjetja Krka, Novo mesto, za kar se jima zahvaljujemo.

LITERATURA

1. 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.
2. 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.
3. Horak FB, Mirka A, Shupert CL (1989). The role of peripheral vestibular disorders in postural discontrol in the elderly. In: Woollacott, M.H., Shumway-Cook, A. eds. *The development of posture and gait across the life span*, (pp253–279) Columbia: University of south Carolina.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. Oliveira L, Simpson DM, Nadal J (1996). Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis. *Physiol. Meas.* 17: 305–312
8. 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.
9. Sevšek F, Gomišček G (2004). Shape determination of attached fluctuating phospholipid vesicles. *Comput Methods Programs Biomed* 73 (3): 189-94.
10. Press WH, Teukolsky SA, Vetterlin WT, Flannery BP (1992). *Numerical Recipes in C*. Cambridge University Press.
11. Sevšek F (2007). Fourier and minimal bending analysis of postural sway area. *WSEAS transactions on information science and applications*, 4 (4): 794–799.
12. Sevšek F (2008). Shape analysis of postural sway area. *ICBME Proceedings*, v tisku.
13. Rugelj D, Sevšek F (2007). Postural Sway Area of Elderly Subjects. *WSEAS transactions on signal processing*, 3 (2): 213–219.
14. Sevšek F (2008) Shape analysis of heart rate Lorenz plots, Springer Verlag, v tisku.

15. Sanchez FJ (2000). Automatic recognition of biological shapes with and without representation of shape. *Artificial Intelligence in Medicine*. 8: 173–186.
16. Costa LF, Cesar RM Jr. (2001). *Shape analysis and classification - theory and practice*. CRC Press.
17. Matsuda S, Demura S, Uchiyama M. (2008). Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *J. of sports sciences*. 26 (7): 775–779.
18. Noda M, Demura S, Kitabayashi T, Imaoka K (2005), Examination of quantitative and fractal analysis of sway characteristics of the center of foot pressure movement during a static up right posture, analysis based on alcohol intake. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 45: 229–237.
19. Demura S, Kitabayashi T, Aoki H(2008). Body-sway characteristics during a static upright posture in the elderly. *Geriatr. Gerontol. Int.* 8: 188–197.