

**MLADEN MEJOVŠEK**  
**LEO PAVIČIĆ**

Fakultet za fizičku kulturu  
Sveučilišta u Zagrebu

Izvorni znanstveni članak  
UDC 577.3:796.091.4:796.41:519.2  
Primljeno 13. 10. 1987.

## **NEKE MOGUĆNOSTI OTKLANJANJA ŠUMOVA IZ PODATAKA GIBANJA U SPORTSKOJ BIOMEHANICI**

biomehanika / frekvencijsko područje signala / metoda najmanjih kvadrata / sportska gimnastika

U radu je evaluirana metoda i postupak za otklanjanje grešaka iz podataka pomaka anatomskih točaka tijela u sportskoj biomehanici i za računanje njihovih derivacija. Odabrana metoda omogućuje transformaciju originalnih podataka na temelju određivanja frekvencijskog područja signala. Za izračunavanje harmonika i faza signala upotrebljena je metoda najmanjih kvadrata. Upotrebljivost i ponašanje ove metode provjereni su tako da su njezini rezultati uspoređeni s analogno dobivenim podacima (Pezzack i sur. 1977.), a također i njezinom evaluacijom na podacima iz sportske gimnastike. Rezultati pokazuju dobru konzistenciju s analogno dobivenim podacima i njihovim derivacijama, pa se metoda može preporučiti kao pogodan postupak za otklanjanje grešaka i određivanje viših derivacija funkcije pomaka u sportskoj biomehanici.

### **1. UVOD**

Kinematičke i kinetičke studije u biomehanici temelje se na eksperimentalnoj registraciji neke sekvence podataka koji karakteriziraju gibanje. Neovisno o metodologiji akvizicije neprocesirani podaci (signali) su kontaminirani greškama (šumovima) iz različitih slučajnih ili sistematskih izvora. Izračunavanje parametara pomaka s takvim podacima uzrokuje veliku distorziju derivacija, što rezultira izračunavanjem nerealnih fizičkih veličina. Stoga je upotreba tzv. "sirovih" podataka nedopustiva, ako se na egzaktan način želi utvrditi veličina sila, momenata, energije i drugih varijabli koje se mogu izvesti iz podataka pomaka relevantnih točaka tijela.

U većini biomehaničkih istraživanja zahtijevane fizičke veličine nije moguće dobiti direktnim postupcima mjerenja, već se njihova procjena temelji na poznavanju elementarne mase dijelova sistema, pripadajućim momentima inercije i derivacijama njihovih pravolinijskih i kutnih pomaka. Iz toga se razloga, uz valjanu procjenu segmentalnih masa i momenata inercije (Mejovšek 1984., Pavičić i Mejovšek 1985.), kao prvenstveni zadaci postavljaju utvrđivanje vrste i veličine grešaka, postupci njihovog otklanjanja i određivanje njihovih derivacija.

U literaturi se posljednjih godina susreće više istraživačkih pokušaja uklanjanja šuma iz podataka o gibanju. Tako Zernicke i sur. (1976) preporučuju korištenje postupka "cubic spline", koji, kako su kasnije pokazali

Wood i Jennings (1979), proizvodi manju točnost rezultata od upotrebe jedne druge, alternativne metode (quantic splines). Pezzack i sur. (1977) su "sirove" podatke najprije glačali (smoothing) rekurzivnim niskopropusnim Buterworthovim digitalnim filterom, a potom diferencirali metodom konačnih razlika prvog reda. Iz rezultata istraživanja je evidentno da je izračunana druga derivacija visoko sukladna vrijednostima, koje su dobivene analognim postupkom mjerenja istog gibanja. Međutim, nepogodnost metode se očituje u tome, što se najviša frekvencija propusnosti filtera određuje nakon ponavljajućeg uspoređivanja izračunate filtrirane druge derivacije s rezultatima diferenciranja konačnih razlika nefiltriranih podataka. Slična nepogodnost se može uočiti i u metodi koju su predložili Soudan i Dierckx (1979), a koja zahtijeva apriori određivanje faktora glačanja (S), za aproksimaciju sekvence podataka. Naravno, pogrešan izbor rezultira ili prevelikom ili premalom izglačanošću u procjeni derivacije, pa je korisnik ove metode prisiljen odrediti faktor glačanja na temelju pokušaja i pogreške. Nadalje, direktna primjena ortogonalnog Chebyshevovog polinoma (Zernick i sur. 1976., Pezzack i sur. 1979.) proizvodi suviše veliko glačanje i čini drugu derivaciju potpuno nerealnom. Jackson (1979) je predložio metodu izbora reda polinoma ili Fourierove serije za procjenu derivacija višeg reda. Smisao metode je u tome da je srednja nepodudarnost između podataka i polinomijalnog pogađanja datog reda (ili Fourierove serije) određena kao

funkcija tog reda, a prva i druga derivacija te funkcije su izračunate kao linearne interpolacije između vrijednosti funkcija. Hatze (1981) je pokazao da se filtrirana Fourierova serija može koristiti za efikasnije određivanje viših derivacija iz sekvence podataka koji su kontaminirani šumom. Cappozzo i Gazzani (1983) su upotrijebili četiri postupka za procjenu Fourierovih koeficijenata, te zaključili da upotreba jednostavnog harmonijskog regresijskog postupka (SHR) ima prednosti kada se radi o analizi diskretnih podataka nekog cikličkog gibanja.

Cilj ovog rada je da se testiraju predloženi algoritmi za otklanjanje šumova i procjenu derivacija na podacima kutnog pomaka podlaktice dobivenih filmskom analizom i akcelerometerskim analognim signalom (Pezzack i sur. 1977.), te da se metoda evaulira na podacima gibanja nekih točaka tijela kod izvođenja predmeta nazad u sportskoj gimnastici.

## 2. ANALIZA SIGNALA GIBANJA U BIOMEHANICI

Bilo koji fizikalni fenomen (pa tako i gibanje neke anatomske točke tijela), ili njemu svojstvena nezavisna varijabla koja varira u vremenu, može se promatrati kao signal.

Potrebe procesiranja signala gibanja zahtijevaju adekvatnu reprezentaciju analognih signala u digitalnoj formi. Digitalni signal, kao uređeni niz brojeva, od kojih je svaki pretstavljen konačnim realnim brojem, definiran je samo u diskretnim vremenskim točkama i poprima u svakoj točki samo jednu vrijednost iz skupa diskretnih vrijednosti. Digitalni signal, prema tome, reprezentira uzorke analognih signala u diskretnim vremenskim točkama. Proces uzimanja uzoraka, ili operacija pretvaranja analognog signala u digitalni, zahtijeva operaciju uzorkovanja i kvantifikaciju uzorka. Ovakav prelazak iz kontinuiranog signala u digitalni zahtijeva, dakle, dvije odvojene operacije, operaciju prelaska iz kontinuiranog vremena u diskretno - uzorkovanje, i operaciju pretvaranja amplitude iz kontinuirane u diskretnu - kvantifikacija uzorka.

Odabirom perioda uzorkovanja  $T$ , tako da vrijedi

$$2\pi / T \geq \omega_c$$

pri čemu je  $\omega_c$  komponenta s najvećom frekvencijom, podliježe pravilima za određivanje načina uzimanja uzoraka, koja su određena zahtjevima procesiranja signala i općeg teorema uzorkovanja (Nyquist sampling theorem). Zbog prirode algoritama procesiranja uzorkovanje je potrebno definirati u vremenski ekvidistantnim točkama. Uvažavanjem spomenutog teorema izbjegava se pojava grešaka koje se javljaju zbog preopkrivanja.

Dakle, ako je najviša frekvencijska komponenta u graničnom pojasu signala  $\omega_c$  radijana u sekundi, tada za

period uzorkovanja  $T$  vrijedi navedena relacija, pri čemu originalni signal može biti kompletno rekonstruiran pomoću idealnog niskopropusnog filtriranja.

Neki registrirani periodički ili neperiodički signal gibanja anatomske točke tijela sadrži šum koji nastaje u postupku njegove kolekcije i kvantifikacije. Poznavanje svojstava šuma preduvjet je korektne provedbe eksperimentalnog postupka. Naime, sistematski šum koji se javlja kao posljedica nelinearnosti matematičkog operatora analiziranog i realnog prostora, kao i nestandardnih uvjeta mjerenja, treba na zadovoljavajući način kompenzirati.

Slučajne greške se javljaju u postupku analogno digitalne konverzije i relativno su velike. Prvenstveno, jer ovise o subjektivnoj procjeni pozicije markera koji definira anatomska točka tijela. Uz to, marker često zbog deformacije mekog tkiva ne označuje uvijek i striktno neko zahtijevano skeletalno obilježje.

Signal se u digitaliziranom obliku može definirati sumom ili multiplikacijom jednostavnih analitičkih izraza. Ako s  $n$  označimo broj uzoraka, a s  $x$  vrijednost  $n$ -te vrijednosti signala, neke od tih jednostavnih funkcija mogu biti izražene:

- |                               |                                       |
|-------------------------------|---------------------------------------|
| 1. konstantom                 | $X_n = c_0$                           |
| 2. pravcem                    | $X_n = c_0 + c_1 n$                   |
| 3. sinusoidom                 | $X_n = \alpha \cos(\beta n + \gamma)$ |
| 4. eksponencijalnom funkcijom | $X_n = \mu e^{\lambda n}$             |

Izborom neke od ovih funkcija ostvaruje se pogađanje stvarnih vrijednosti signala s određenim stupnjem preciznosti. Jedan od načina određivanja mjere podešavanja funkcije u skupu podataka je upotreba sume kvadriranih vertikalnih udaljenosti između svake stvarne i izračunate točke, pa je stoga jedan od mogućih pristupa određivanja analitičkih funkcija podešavanja metoda najmanjih kvadrata.

U biomehanici se koristi više metoda kojima je moguće otkloniti slučajni šum iz signala, kojim je definirana funkcija gibanja anatomske točke. Iako je smisao svih ovih metoda isti, rezultati koji se njima dobivaju često se značajno razlikuju. Najčešće su upotrebljavane metode tzv. najboljeg podešavanja funkcije pomaka, temeljenih na tome da se signalu pomaka pridruži najbolje podešen oblik, što rezultira signalom kojemu je tako odstranjen pridruženi šum. To se može realizirati upotrebom polinoma  $n$ -tog stupnja, sumiranjem izvjesnog broja harmonika ili polinomijaliziranjem blokova omeđenih točkama infleksije iz sekvence podataka. Osim spomenutih metoda upotrebljavaju se postupci digitalnog filtriranja, koji su pogodni za otklanjanje šuma iz signala u slučajevima kada je unaprijed poznato frekvencijsko područje šuma.

### 3. POSTUPAK KOLEKCIJE PODATAKA

Podaci gibanja dobiveni su snimanjem gimnastičkog elementa predmeta nazad i nalaze se u tabelama 1, 2, 3 i 4. Snimalo se jednom filmskom kamerom, postavljenom okomito na sagitalnu ravninu gibanja ispitanika, s frekvencijom snimanja od 64 Hz. Analogno-digitalna konverzija signala gibanja dobivena je mapiranjem markera fiksiranih na anatomskim točkama tijela ispitanika u inercijalni koordinatni sistem s rezolucijom od 1 milimetra.

Efikasnost i primjenjivost predložene metode evaluirana je na osnovi analize signala gibanja markera na

zglobu kuka i skočnom zglobu. Ove anatomske točke tijela su izabrane zbog njihove lokacije u odnosu na optičku os kolekcije signala. Pretpostavljamo da upravo ove točke imaju najrazličitije frekvencijske spektre signala i da će u tom smislu biti najpogodnije za evaluaciju predložene metodologije.

Za testiranje predloženog postupka upotrebljeni su i podaci kutnih pomaka podlaktice, koje su dali Pezzack, Norman i Winter 1977. godine. Podaci o gibanju su registrirani filmskim snimanjem Redlake Locam 16 milimetarskom kamerom (100 Hz), a ubrzanja podlaktice istog gibanja registrirana su analognim akcelerometrijskim sistemom.

Tabela 1. Podaci gibanja kuka po horizontalnoj osi (x)

1.	2.566	2.530	2.530	2.512	2.494	2.476	2.476	2.458	2.439	2.422
11.	2.404	2.386	2.404	2.404	2.404	2.404	2.386	2.386	2.404	2.404
21.	2.422	2.422	2.404	2.404	2.404	2.422	2.422	2.439	2.439	2.458
31.	2.458	2.476	2.494	2.494	2.512	2.512	2.530	2.548	2.548	2.548
41.	2.548	2.548	2.530	2.530	2.548	2.530	2.494	2.494	2.458	2.422
51.	2.386	2.331	2.259	2.241	2.187	2.151	2.096	2.060	2.024	2.006
61.	1.970	1.934	1.916	1.898	1.862	1.843	1.825	1.807	1.789	1.789
71.	1.771	1.771	1.771	1.753	1.735	1.735	1.717	1.698	1.663	1.645
81.	1.590	1.554	1.518	1.482	1.464	1.428	1.392	1.337	1.301	1.247
91.	1.211	1.193	1.175	1.138	1.138	1.102	1.084	1.084	1.066	1.066
101.	1.030	1.012	1.012	0.094						

Tabela 2. Podaci gibanja kuka po vertikalnoj osi (y)

1.	1.717	1.699	1.645	1.572	1.518	1.482	1.464	1.464	1.446	1.466
11.	1.464	1.464	1.482	1.482	1.500	1.518	1.536	1.554	1.554	1.572
21.	1.554	1.572	1.590	1.608	1.627	1.627	1.645	1.645	1.663	1.663
31.	1.681	1.699	1.717	1.735	1.735	1.753	1.753	1.753	1.753	1.771
41.	1.771	1.771	1.789	1.789	1.807	1.825	1.879	1.916	1.970	2.006
51.	2.024	2.042	2.060	2.060	2.060	2.060	2.042	2.024	2.006	1.970
61.	1.952	1.952	1.952	1.952	1.970	1.970	1.988	1.988	1.988	2.006
71.	2.024	2.042	2.060	2.060	2.078	2.114	2.114	2.133	2.133	2.114
81.	2.133	2.133	2.114	2.096	2.060	2.024	2.006	1.952	1.916	1.862
91.	1.789	1.735	1.663	1.663	1.645	1.608	1.645	1.626	1.645	1.645
101.	1.644	1.681	1.698	1.717						

Tabela 3. Podaci gibanja skočnog zgloba po horizontalnoj osi (x)

1.	2.621	2.621	2.639	2.639	2.639	2.639	2.639	2.639	2.657	2.657
11.	2.657	2.657	2.657	2.657	2.657	2.657	2.657	2.657	2.657	2.657
21.	2.567	2.657	2.657	2.657	2.657	2.657	2.657	2.675	2.675	2.675
31.	2.675	2.675	2.675	2.675	2.675	2.693	2.729	2.729	2.729	2.747
41.	2.747	2.729	2.747	2.765	2.765	2.765	2.747	2.729	2.729	2.711
51.	2.711	2.711	2.747	2.747	2.765	2.765	2.729	2.693	2.621	2.548
61.	2.439	2.349	2.241	2.151	2.042	1.934	1.825	1.698	1.608	1.482
71.	1.374	1.265	1.156	1.084	0.994	0.939	0.904	0.867	0.849	0.849
81.	0.867	0.885	0.922	0.958	1.012	1.048	1.102	1.102	1.066	1.066
91.	1.066	1.066	1.066							

Tabela 4. Podaci gibanja skočnog zgloba po vertikalnoj osi (y)

1.	1.030	1.030	1.030	1.048	1.030	1.049	1.030	1.048	1.066	1.048
11.	1.030	1.012	1.066	1.048	1.030	1.012	1.012	1.030	1.048	1.066
21.	1.066	1.048	1.030	1.012	1.066	1.066	1.048	1.048	1.030	1.030
31.	1.012	1.012	1.030	1.048	1.066	1.066	1.084	1.084	1.102	1.120
41.	1.139	1.157	1.175	1.211	1.265	1.301	1.373	1.428	1.482	1.554
51.	1.627	1.681	1.753	1.843	1.934	2.042	2.169	2.277	2.386	2.494
61.	2.584	2.657	2.729	.765	2.801	2.856	2.856	2.856	2.837	2.837
71.	2.765	2.693	2.620	2.530	2.422	2.313	2.205	2.078	1.952	1.843
81.	1.717	1.590	1.500	1.409	1.301	1.229	1.120	1.066	1.066	1.084
91.	1.066	1.048	1.030							

## 4. ALGORITAM I PROGRAM

Neka analogna funkcija  $x(t)$ , u intervalu  $0 \leq t \leq T$ , može se aproksimirati trigonometrijskom sumom:

$$X_K(t) = a_0 + \sum_{k=1}^K (a_k \cos k \omega_0 t + b_k \sin k \omega_0 t) \quad (4.1)$$

gdje je  $a$  konstantni član, a veličina sinusa i kosinusa su izražene u radijalnim frekvencijama, koje su cjelobrojni multiplikatori (harmonici) osnovne frekvencije  $\omega_0 = 2\pi/T$ , pri čemu je  $\omega_0$  definirano kao frekvencija sinusnog vala koji ima jedan ciklus u intervalu 0 do  $T$ .

Ako za mjeru pogađanja uzmemo kvadrate odstupanja, tj.

$$\Phi_K = \int_0^T [X(t) - X_K(t)]^2 dt \quad (4.2)$$

substitucijom (i) u (2), i izjednačavanjem  $\Delta\Phi_K / \Delta a_k$ , parcijalne derivacije s nulom, odgovarajuća pojednostavljena rješenja minimizacije koeficijenata za  $a_0$ ,  $a_k$  i  $b_k$  su:

$$\hat{a}_0 = \frac{1}{T} \int_0^T X(t) dt$$

$$\hat{a}_k = \frac{2}{T} \int_0^T X(t) \cos k \omega_0 t dt \quad (4.3)$$

$$\hat{b}_k = \frac{2}{T} \int_0^T X(t) \sin k \omega_0 t dt$$

Diferenciramo li po vremenu ( $t$ ) gornji izraz dobijemo da je brzina

$$V_x = \frac{dx}{dt} = \sum_{k=1}^k k \omega_0 X(t) \cos(k\omega_0 t + \phi) \quad (4.4)$$

i ubrzanje

$$A_x = \frac{dV_x}{dt} = - \sum_{k=1}^k (k \omega_0)^2 X(t) \sin(k\omega_0 t + \phi) \quad (4.5)$$

Program je napisan Basic programskom jeziku i implementiran je za izvođenje na ATARI 520ST računalu. (Tabela 5.).

```

1030 rem PROGRAM
1040 rem
1050 nmx=1000: rem          maksimalni broj točaka funkcije
1060 mmx=100: rem         maksimalni broj koeficijenata funkcije
1070 dim y! (nmx) : rem   vrijednosti funkcije
1080 dim v! (nmx) : rem   prva derivacija vrijednosti funkcije - brzina
1090 dim a! (nmx) : rem   druga derivacija vrijednosti funkcije - ubrzanje
1100 dim cs! (mmx) : rem  koeficijenti sinusa
1110 dim cc! (mmx) : rem  koeficijenti kosinusa
1120 dim am! (mmx) : rem  amplituda funkcije
1130 dim ph! (mmx) : rem  faza funkcije
1140 nn=0: rem            broj točaka funkcije
1150 mm=15: rem           zadani broj koeficijenata funkcije
1160 pi=3.14159265
1190 rem .....
1340 rem
1350 n1=nn-1: sy!=0.0: syq!=0.0: p2=2.0*pi/n1
1360 for i=1 to n1
1370 sy!=sy!+y! (i)
1375 syq!=syq!+y! (i)*y! (i)
1380 next i
1390 a 0!=sy!/n1:
1395 cy!=syq! -sy!*sy!/n1
1410 rem
1440 x2n=2.0/n1
1470 for j=1 to mm
1490 cs! (j)=0.0: cc! (j)=0.0
1500 arg!=p2!*j:
1510 a!=cos(arg!):
1520 b!=sin(arg!):
1530 bi!=a!: pim!=-b!
1540 for i=1 to n1: rem .....
1550 co!=bi!*a!-bo!*b!:
1560 bo!=bi!*b!+bo!*a!: bi!=co!
1570 bi!=co!
1580 cc! (j)=cc! (j)+bi!*y! (i):
1590 cs! (j)=cs! (j)+bo!*y! (i)
1600 next i: rem .....
1610 cc! (j)=cc! (j)*x2n
1620 cs! (j)=cs! (j)*x2n
1625 cy!=cy!-(cc! (j)*cc! (j)+cs! (j)*cs! (j))*n1/2.0
1626 sk!=sqr(cy!/(n1-j-2.0))
1630 am! (j)=sqr(cc! (j)*cc! (j)+cs! (j)*cs! (j))
1640 x!=atn (cc! (j)/cs! (j) )
1650 if cs! (j)<0 then x!=x!+pi*sgn (cc! (j))
1660 ph! (j)=x!
1690 next j
1700 rem
1790 for i=1 to nn
1800 ar!=p2!*i: ff!=a0!
1810 v! (i)=0.0: a! (i)=0.0
1820 for j=1 to mm
1830 aa!=ar!*j:
1840 si!=sin (aa!+ph (j))
1850 ff!=ff!+ am (j)*si!
1860 v! (i)= v! (i)+am (j)* j*p2          *cos (aa!+ph (j))
1870 a! (i)= (a! (i)+am (j)* (j*p2)^2.0 *si!)
1880 rem
1890 next j
1900 y! (i)=ff
1905 a! (i)=-a! (i)
1907 v! (i)=abs (v! (i))
1910 next i
1920 end

```

Tabela 5. Program za otklanjanje šumova iz serije podataka gibanja i izračunavanja njihovih derivacija

## 5. REZULTATI I DISKUSIJA

Za evaulaciju predložene metodologije izvedene su analize frekvencijskog spektra i faznih pomaka signala gibanja, analiza pogađanja i analiza krivulja ubrzanja. Analize su izvedene na podacima Pezzacka i sur. (1977), koji su u više radova u biomehničkoj literaturi analizirani različitim metodama i koji su u ovom radu korišteni kao referenični za evaluaciju metodologije. Pored ovih podataka u evaulaciji metodologije korišteni su i vlastiti podaci, dobiveni snimanjem gibanja anatomskih točaka tijela (izabrani su zglob kuka i skočni zglob) pri izvođenju premeta nazad.

Kako je osnovni cilj procesiranja podataka kretanja odstranjivanje svih grešaka koje nastaju zbog eksperimentalnih uvjeta (sivi šum) i slučajnom greškom (bijeli šum), analiza se svodi na određivanje broja amplituda i faznih pomaka u frekvencijskom području, tako da se utjecaj šumova maksimalno smanji. Postupkom određivanja dijela spektra koji će, dakle, sadržati minimalnu količinu šuma i odstranjivanjem ostatka spektra izvedeno je ustvari filtriranje podataka gibanja.

Za samo određivanje dijela spektra značajnog za daljnju analizu ne postoje egzaktni kriteriji, pa se u praksi postupa tako da se odrede ili apriori ili aposteriori na osnovu pokušaja i pogrešaka, i na temelju analize kretanja parcijalnih grešaka. U analizi kretanja parcijalnih grešaka može se uočiti različitost oblika krivulja vrijednosti grešaka. Ove krivulje pokazuju da parcijalne greške naglo padaju pri čemu pad može biti ravnomjeran ili stepeničast, odnosno s više infleksija. Princip određivanja broja značajnih ili dovoljnih amplituda svodi se na odstranjivanje onih s malim doprinosom smanjenju greške, a ujedno i onih s šumom može smatrati onaj dio spektra "sirovog" signala koji ima viši harmonijski broj odnosno frekvenciju (Winter, 1979).

U tabeli 6. i slici 1. prikazani su podaci frekvencijskog spektra i parcijalnih grešaka podataka Pezzack i sur. Uočljiv je blagi pad doprinosa parcijalnih grešaka, što je posljedica načina dobivanja ovih podataka u kojima je sadržano vrlo malo greške ili šuma. U ovom primjeru područje signala je određeno s osam prvih harmonika ( $e = 0.0141$ ) i izračunata krivulja u slici 2. pokazuje mala odstupanja od originalnih podataka.

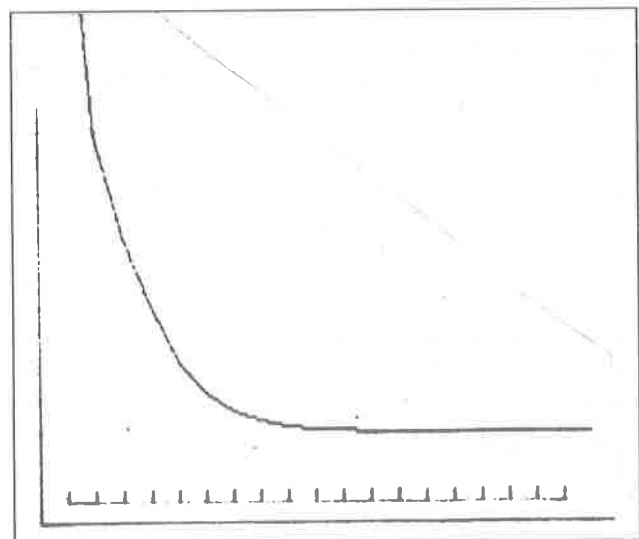
Analiza ukazuje na to da je redukcija šuma prema ovom kriteriju zadovoljavajuća, jer procijenjena druga derivacija signala (slika 3.) ostvaruje dobro podudaranje analogno s dobivenim signalom (Pezzack i sur.).

U pokušajima korištenja raznih kriterija određivanja broja značajnih harmonika, ili uzimanjem broja harmonika na temelju praktično potpune stabilizacije greške, ili određivanjem broja harmonika na temelju apriori zadanog kriterija, derivacije signala su pokazivale značajna

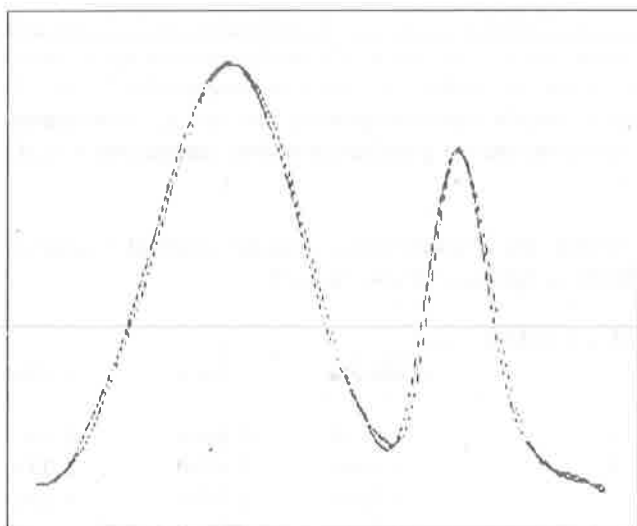
odstupanja u smislu prevelike ili premale procjene veličineubrzanja. Stoga je, za nivo redukcije šuma iz signala pomaka anatomskih točaka u premetu nazad korišten kriterij po kojemu su kao značajni zadržani harmonici do prvog naglog pada vrijednosti parcijalne greške, a što i odgovara području najveće infleksije krivulje parcijalne greške. Ovaj postupak može se predložiti kao odgovarajući i za podatke dobivene sličnim postupcima kolekcije.

Tabela 6. Frekvencijski spektar (Pezzack i sur.)

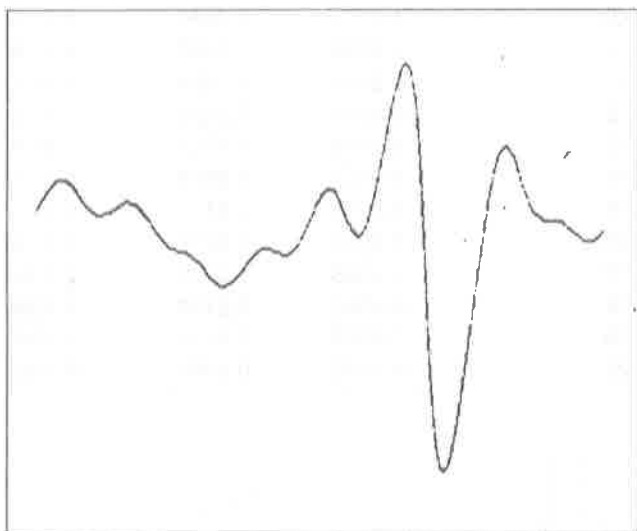
a0 = -.488108	amplituda	faza	greška
1.	0.6416	-0.9169	0.5093
2.	0.6272	-2.1738	0.2425
3.	0.2543	0.2746	0.1604
4.	0.1662	1.7210	0.1072
5.	0.1218	-2.8919	0.0614
6.	0.0684	-1.2362	0.0363
7.	0.0402	0.7781	0.0215
8.	0.0224	2.6698	0.0141
9.	0.0140	-1.6456	0.0096
10.	0.0098	0.2446	0.0064
11.	0.0044	2.9834	0.0055
12.	0.0056	-1.9351	0.0037
13.	0.0022	-0.2771	0.0033
14.	0.0019	0.7626	0.0030
15.	0.0009	2.0511	0.0029
16.	0.0015	-2.6229	0.0027
17.	0.0008	-1.8239	0.0026
18.	0.0016	0.0086	0.0023
19.	0.0015	1.0045	0.0021
20.	0.0004	-1.4807	0.0020



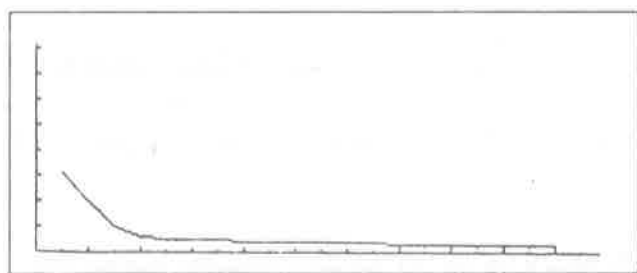
Slika 1. Krivulja parcijalnih grešaka Pezzack i sur.



Slika 2. Krivulje originalnih i filtriranih podataka (Pezzack i sur.).



Slika 3. Krivulja ubrzanja (Pezzack i sur.).



Slika 4. Krivulja parcijalnih grešaka podataka o gibanju zgloba kuka u odnosu na os X.

Tabela 7. Frekvencijski spektar podataka gibanja zgloba kuka u odnosu na os X.

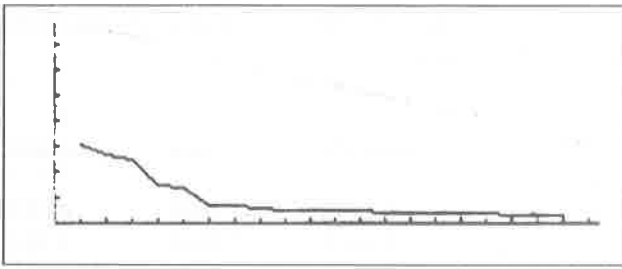
a0 = 1.3471

	amplituda	faza	greška
1.	0.2735	-1.4528	0.0773
2.	0.0850	-3.0633	0.0477
3.	0.0573	-0.0171	0.0240
4.	0.0280	2.2971	0.0129
5.	0.0068	2.1803	0.0120
6.	0.0063	3.0782	0.0112
7.	0.0037	0.1801	0.0109
8.	0.0073	-2.7993	0.0095
9.	0.0036	-1.6141	0.0091
10.	0.0026	-2.0090	0.0090
11.	0.0016	1.0411	0.0089
12.	0.0013	-2.5493	0.0089
13.	0.0051	-3.1392	0.0081
14.	0.0037	-2.7289	0.0076
15.	0.0003	-3.0421	0.0077
16.	0.0025	0.6622	0.0075
17.	0.0029	0.1401	0.0072
18.	0.0023	-1.7820	0.0070
19.	0.0008	2.1260	0.0070
20.	0.0017	-2.4576	0.0069

Tabela 8. Frekvencijski spektar podataka gibanja zgloba kuka u odnosu na os Y.

a0 = .301621

	amplituda	faza	greška
1.	0.2806	-2.4491	0.0759
2.	0.0527	-2.1606	0.0661
3.	0.0379	-0.9522	0.0605
4.	0.0667	1.2092	0.0365
5.	0.0208	2.2561	0.0334
6.	0.0390	1.7030	0.0173
7.	0.0085	2.4583	0.0162
8.	0.0139	1.8239	0.0126
9.	0.0032	1.7030	0.0124
10.	0.0024	0.7210	0.0124
11.	0.0053	0.9939	0.0118
12.	0.0037	1.3459	0.0115
13.	0.0102	0.8103	0.0086
14.	0.0026	0.8084	0.0084
15.	0.0043	1.2157	0.0078
16.	0.0022	2.1695	0.0076
17.	0.0012	2.1902	0.0076
18.	0.0032	0.2575	0.0072
19.	0.0035	0.7391	0.0067
20.	0.0016	0.9065	0.0067

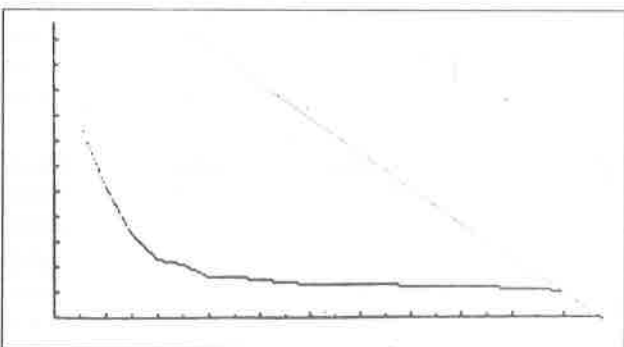


Slika 5. Krivulja parcijalnih grešaka zgloba kuka u odnosu na os Y.

Tabela 9. Frekvencijski spektar podataka gibanja skočnog zgloba u odnosu na os X.

a0 = 1.71238

	amplituda	faza	greška
1.	0.5385	-1.5414	0.1916
2.	0.1971	0.6796	0.1297
3.	0.1391	2.3789	0.0824
4.	0.0826	-2.8222	0.0567
5.	0.0328	-2.8669	0.0517
6.	0.0463	-2.6735	0.0391
7.	0.0123	-2.1760	0.0383
8.	0.0183	-2.9100	0.0360
9.	0.0193	-2.2071	0.0331
10.	0.0098	-2.9524	0.0325
11.	0.0115	-2.4853	0.0315
12.	0.0078	-3.0189	0.0311
13.	0.0063	-2.4202	0.0310
14.	0.0117	-2.5461	0.0298
15.	0.0098	-2.7706	0.0290
16.	0.0085	-2.9162	0.0284
17.	0.0074	-2.8276	0.0280
18.	0.0100	-2.3570	0.0271
19.	0.0105	-2.5938	0.0259
20.	0.0106	-2.7741	0.0246



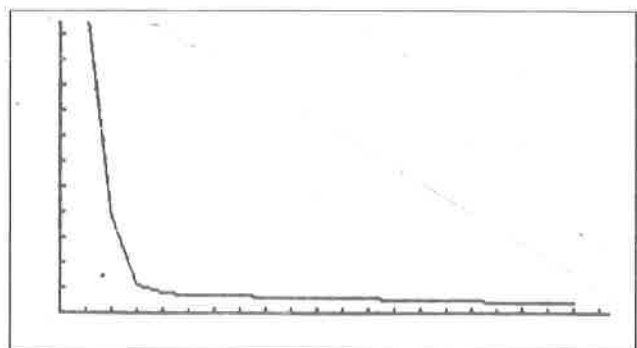
Slika 6. Krivulja parcijalnih grešaka skočnog zgloba u odnosu na os X.

U tabelama 7, 8, 9 i 10 prikazani su frekvencijski spektri signala gibanja kuka i skočnog zgloba u odnosu na horizontalnu (KUKX, SZGX), i vertikalnu (KUKY, SZGY) os. Parcijalni doprinosi grešaka sadržani su u navedenim tabelama, kao i u grafičkim prikazima na slikama 4, 5, 6 i 7.

Tabela 10. Frekvencijski spektar podataka gibanja skočnog zgloba u odnosu na os Y.

a0 = 3.82282E - 02

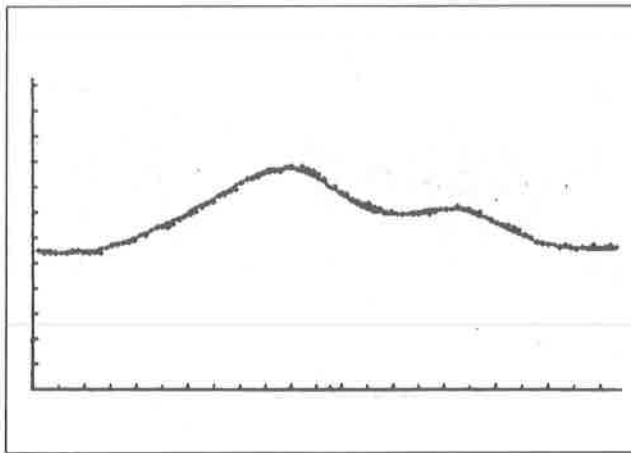
	amplituda	faza	greška
1.	0.8013	-2.8848	0.3068
2.	0.4065	-1.1510	0.0939
3.	0.1246	0.3036	0.0263
4.	0.0238	1.2830	0.0200
5.	0.0135	0.1981	0.0174
6.	0.0068	0.9554	0.0168
7.	0.0048	-2.7661	0.0165
8.	0.0102	0.9889	0.0148
9.	0.0079	2.8980	0.0136
10.	0.0030	1.8289	0.0135
11.	0.0036	1.5834	0.0133
12.	0.0043	-2.2908	0.0130
13.	0.0080	-3.0653	0.0115
14.	0.0043	2.5609	0.0111
15.	0.0019	-0.5125	0.0111
16.	0.0042	-1.2811	0.0106
17.	0.0065	-1.4570	0.0094
18.	0.0052	-2.2132	0.0085
19.	0.0022	-1.3516	0.0083
20.	0.0013	-0.6431	0.0083



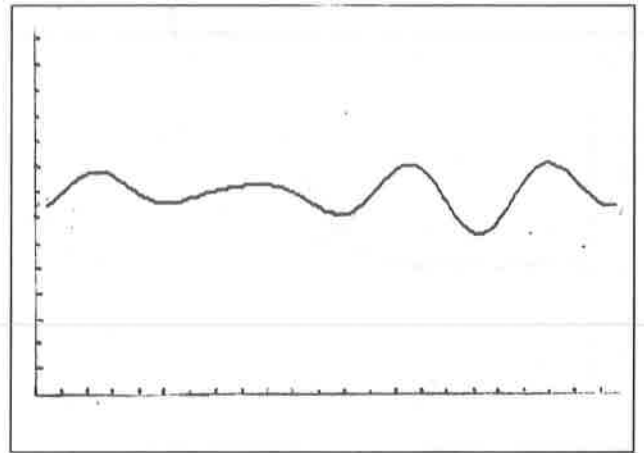
Slika 7. Krivulja parcijalnih grešaka skočnog zgloba u odnosu na os Y.

Slike 8, 10, 12 i 14, prikazuju originalne podatke signala (označene križićima) i njihovu procjenu nakon postupka otklanjanja šuma (puna linija). Izračunate druge derivacije signala (ubrzanja) date su na slikama 9, 11, 13 i 15.

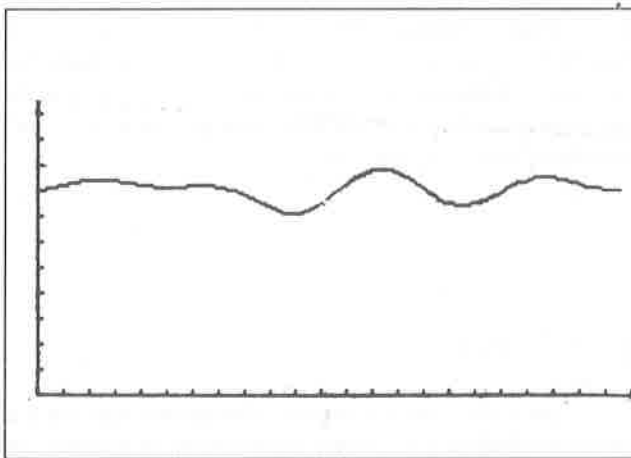




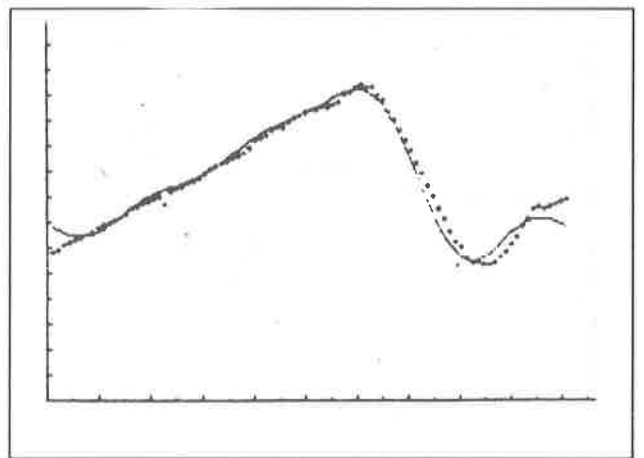
Slika 8. Krivulja originalnih i filtriranih podataka zgloba kuka u odnosu na os X.



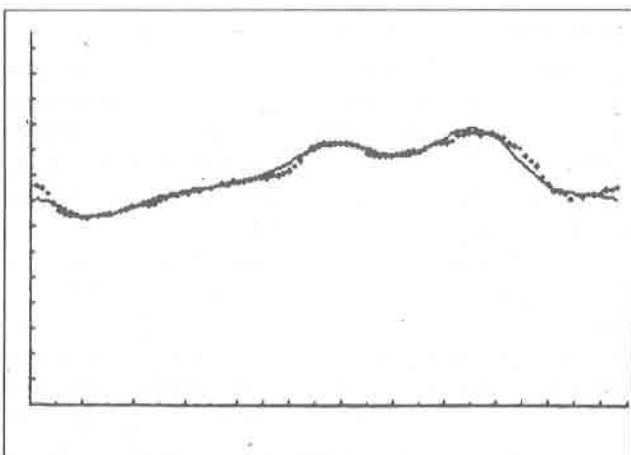
Slika 11. Krivulja ubrzanja zgloba kuka u odnosu na os Y.



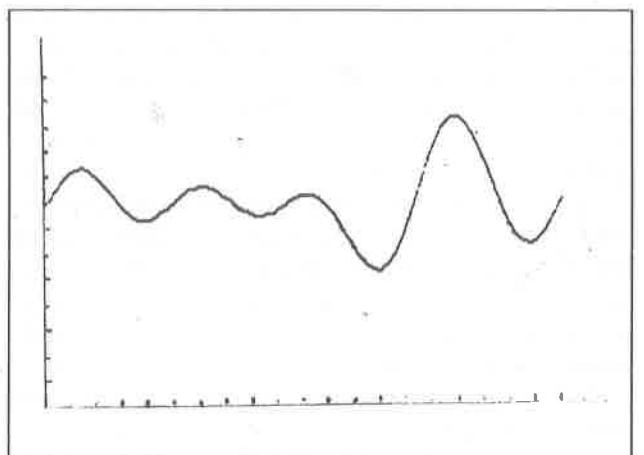
Slika 9. Krivulja ubrzanja zgloba kuka u odnosu na os X.



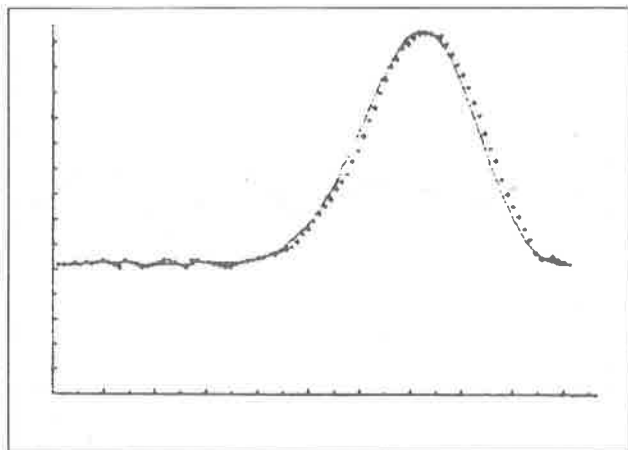
Slika 12. Krivulja originalnih i filtriranih podataka skočnog zgloba u odnosu na os X.



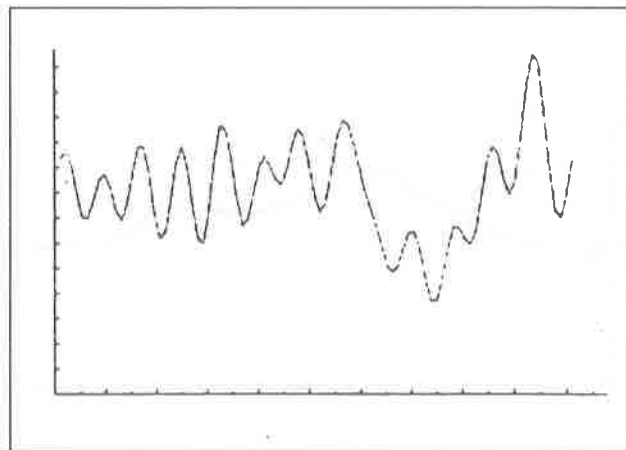
Slika 10. Krivulja originalnih i filtriranih podataka zgloba kuka u odnosu na os Y.



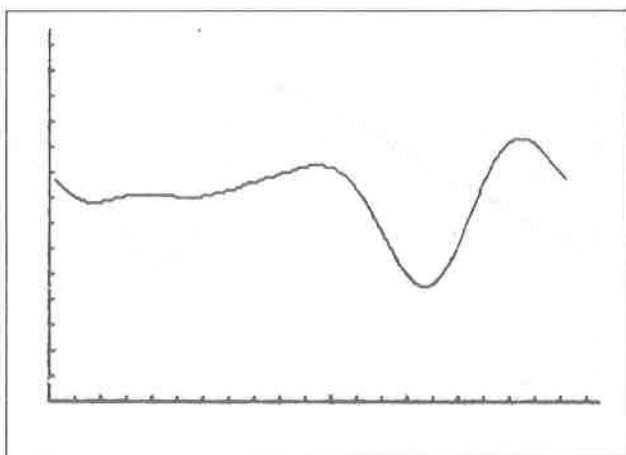
Slika 13. Krivulja ubrzanja skočnog zgloba u odnosu na os X.



Slika 14. Krivulja originalnih i filtriranih podataka skočnog zgloba u odnosu na os Y.



Slika 16. Krivulja ubrzanja skočnog zgloba u odnosu na os Y (13 harmonika).



Slika 15. Krivulja ubrzanja skočnog zgloba u odnosu na os Y.

Za ilustraciju uvažavanja većeg broja harmonika (13), tj. kriterija potpune stabilizacije parcijalnih grešaka, može poslužiti prikaz druge derivacije signala gibanja skočnog zgloba u odnosu na os Y (slika 16). Vidljivo je da nedovoljno odstranjeni šum stvara nedopustivu distorziju vrijednosti ubrzanja, što dokazuje opravdanost upotrebe kriterija na temelju najveće infleksije.

Uvidom u tabele i prikaze grešaka može se uočiti velika podudarnost prirasta parcijalnih grešaka nakon zadanog broja harmonijskog signala, što ukazuje na to da su uzroci šuma isti i da imaju približno jednak red veličine. Izuzetak je spori pad šuma skočnog zgloba (SZGX), kao vjerojatna posljedica procjene pozicije markera.

Obzirom da je gornja granica značajnih harmonika iznosila četiri (KUKX, SZGX, SZGY) odnosno pet (KUKY), može se sa sigurnošću tvrditi da je frekvencija kolekcije signala bila dovoljna, a da se zadovolji Nyquistov odnos uzorkovanja.

U podacima koordinata točaka kretanja po osi X uočen je značajan utjecaj kretanja objekta u odnosu na nepomičnu kameru. Zbog toga smo ove podatke postupkom odstranjivanja trenda reducirali tako da sadrže samo onaj dio koji karakterizira stvarno kretanje, a bez translacije objekta u prostoru.

## 6. ZAKLJUČAK

U radu su razmatrane neke metode otklanjanja šuma iz podataka gibanja u sportskoj biomehanici. Iz literature je poznat, i u radu razmatran, veći broj različitih metoda i postupaka koji omogućuju uklanjanje šuma iz podataka gibanja. Procesiranje signala gibanja zahtijeva adekvatnu reprezentaciju analognih signala u digitalnoj formi, što je omogućeno operacijama uzorkovanja i kvantifikacije signala.

Podaci gibanja korišteni u radu dobiveni su snimanjem gimnastičkog elementa premet nazad. Snimalo se jednom filmskom kamerom, a analogno digitalna konverzija signala gibanja dobivena je mapiranjem markera, fiksiranih na anatomskim točkama tijela ispitanika u referencični koordinatni sistem.

Predložen je algoritam i program koji omogućuje transformaciju signala iz vremenskog u frekvencijsko područje. Na osnovu primjene ovog algoritma na podacima gibanja u gimnastičkom elementu evaluirana je efikasnost algoritma za primjenu u analizama kinezioloških aktivnosti.

Rezultati pokazuju da se upotrebljeni postupak može primjenjivati u svim biomehaničkim istraživanjima u području kineziologije, u kojima je potrebno određivati kinematičke i/ili kinetičke veličine.

## LITERATURA

1. Batschelet, E.: Introduction to mathematice for life scientists. Springer Verlag, New York, 1973.
2. Bowen, B.A., and Brown, W.R.: VLSI systems design for digital signal processing. Vol 1, Prentice Hall, New Jersey, 1982.
3. Cappozzo, A., and Gazzani, F.: Comparative evaluation of techniques for the harmonics analysis of human motion data. *Journal of Biomechanics*, 16 (1983) 767—776.
4. Cappozzo, A.: Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*, 14 (1981), 411—425.
5. Hatze, H.: The use of optimally regularised Fourier series for estimating higher—order derivatives of noisy biomechanical data. 14 (1971), 13—18.
6. Jackson, K.M.: Fitting of mathematical functions to biomechanical data. *IEEE Tr. Biomed. Eng. BME—26*, (2) (1979), 122—124., 1979.
7. Lanchammar, H.: On practical evaluation of differentiation techniques for human gait analysis. *Journal of Biomechanics*, 15 (1982), 99—105.
8. Mejovšek, M.: Evaluacija matematičkog modela ljudskog tijela i njegova primjena u predikciji segmentalnih parametara i svojstava. *Kineziologija*, 16 (1984), 2, 133—141.
9. Pavičić, L., i Mejovšek, M.: MSAM — Antropomorfní biomehanički model na mikroročunalu. 7. međunarodni simpozij "Kompjuter" na Sveučilištu, Cavtat, 1985.
10. Pezzack, J.C., Norman, R.W. and Winter, D.A.: An assessment of derivative determining techniques used for motion analysis. *Journal of Biomechanics*, 10 (1977), 377—382.
11. Soudan, K., and Dierckx, P.: Calculation of derivatives and Fourier coefficients of human motion data, while using spline functions. *Journal of Biomechanics*, 12 (1979), 21—26, 1979.
12. Schwartz, M., and Shaw, L.: Signal processing. McGraw—Hill, New York, 1975.
13. Winter, D.A.: Biomechanics of Human Movement. John Wiley & Sons, New York, 1979.
14. Wood, G.A., and Jennings, L.S.: On the use of spline functions for data smoothing. *Journal of Biomechanics*, 12 (1979), 477—479., 1979.

Mejovšek, Mladen; Pavičić, Leo.

#### SOME WAYS OF REMOVING ERRORS FROM DATA CONCERNING MOVEMENT IN SPORTS BIOMECHANICS

*Kineziologija*, Zagreb 20 (1988), 1, s. 35-46, 5Abb., 14 Lit.

Biomechanics / Sports technique / Sports gymnastics / Statistical analysis / Signal frequency /

The work evaluates the method and procedure for removing errors from data in the function of movement and anatomic points of the body in sports biomechanics, as well as calculation of their derivatives. The selected method provides the transformation of the original data on the basis of determination of the frequency range of signals. In calculation of harmonics and signal phases, the method of least squares was employed. The utility and behaviour of this method was compared with the analogously obtained data (Pezzack et al. 1977), and evaluated on the data concerning kinesiological activity in sports gymnastics. The results show good consistency with the analogous data and their shift derivatives. Therefore, it can be recommended as a suitable procedure for error removal and determination of higher derivatives for the shift function in sports biomechanics.

Младен Мейовшек; Лео Павичич  
Факультет физической культуры  
Загребского университета

## НЕКОТОРЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ УСТРАНЕНИЯ ПОМЕХ ИЗ ДАННЫХ О ДВИЖЕНИЯХ В СПОРТИВНОЙ БИОМЕХАНИКЕ

В работе рассматриваются некоторые методы устранения помех из данных о движениях в спортивной биомеханике. В научной литературе разработано довольно большое число различных методов, позволяющих устранить помехи из данных о движениях. Некоторые из них обсуждаются в статье.

Обработка сигнала движения требует соответствующей записи аналоговых сигналов в цифровой форме, которая осуществляется при помощи выборочной обработки и квантификации сигнала.

Данные, использованные в настоящей работе, получены путем снятия кинокамерой выполнения одного элемента из спортивной гимнастики. Аналого-цифровое превращение сигнала получено путем мапирования маркеров, прикрепленных к анатомическим точкам тела испытуемого, в соответствующую координатную сетку.

Предлагаются алгоритм и программа, позволяющие превращение данных из системы времени в систему частот. На основе применения этого алгоритма для обработки данных о движении при выполнении одного элемента спортивной гимнастики оценивается его эффективность для анализа движений в других видах спорта.

Полученные результаты позволяют сделать вывод, что описанную процедуру можно применять во всех биомеханических исследованиях в области спорта, в которых определяются кинематические и/или кинетические величины.