

Izvorni znanstveni članak
UDK 796.071.2:572.5
Primljeno 14.03.90.

Mladen Mejovšek

Fakultet za fizičku kulturu
Sveučilišta u Zagrebu

Prijedlog modela za kinetičku analizu gibanja sportaša

Ključne riječi: biomehanika / model / muskuloskeletni sustav / inverzni dinamički problem / kinetika / sila / moment impulsa / energija / sport

Sažetak: Predložen je 16-segmentalni model koji omogućava procjenu kinetičkih veličina gibanja muskuloskeletnog sustava sportaša, koje se odnose na: komponente i vektore sila segmenata i sustava u cjelini, ukupni moment impulsa i ukupnu energiju. Model zahtijeva dva skupa ulaznih podataka koji sadrže antropometrijske mjere i koordinate gibanja referentnih točaka tijela. Računanje željenih veličina zasniva se na procjeni parametara segmenata, te opisu geometrije gibanja i diferenciranju kinematičkih podataka. Zbog velike količine šuma koji nastaje pri kolekciji i akviziciji kinematičkih podataka, model koristi više standardnih procedura kojima se on reducira.

1. Problem

Informacije o kinetičkim veličinama koje se pojavljuju tijekom gibanja sportaša u situacijskim uvjetima, na natjecanju, nije moguće dobiti direktnim tehnikama mjerenja, jer:

- postoji mogućnost narušavanja stereotipa gibanja,
- pravila ograničavaju ili potpuno isključuju takav pristup, posebno invazivan,
- ne postoje tehničke mogućnosti mjerenja momenata impulsa, energije, momenata mišićnih sila, itd.

Ukoliko i postoji mogućnost upotrebe klasičnog biomehaničkog mjernog uređaja, platforme za mjerenje sile reakcije, informacije se odnose samo na veličine komponenta ukupne aplicirane sile što se manifestira na dijelovima muskuloskeletnog sustava koji ostvaruju fizički kontakt s platformom. Dakle, rezultati mjerenja svode se na period kontakta (ne i na kompletnu strukturu gibanja), i samo na izlazne veličine sile (a ne i na interakcije dijelova muskuloskeletnog sustava). Stoga se za potrebe biomehaničkih analiza može koristiti posredna mogućnost procjene kinetičkih veličina gibanja, primjenom inverznog dinamičkog problema (Miller, 1979.). Ovakav pristup zahtijeva konstrukciju modela muskuloskeletnog sustava kojim se tražene kinetičke veličine procjenjuju na temelju registrirane kinematičke strukture gibanja sportaša i njegovih antropomorfnih karakteristika. Kako bi se realiziralo posredno dobivanje kinetičkih veličina, konstruirat će se višesegmentalni model muskuloskeletnog sustava, reprezentiran algoritmima koji omogućuju

simulaciju gibanja i izračunavanje željenih veličina gibanja. Potrebne ulazne veličine neophodne za funkcioniranje modela nužno se moraju dobiti mjerenjem, a sadrže podatke antropometrijskog i kinematičkog mjerenja. Konceptcija modela zasnivat će se na Newtonovim jednadžbama gibanja, pri čemu će se veličine potrebne za njihovo zadovoljenje dobiti postupcima za:

- procjenu parametara dijelova tijela (segmenata modela),
- opisivanje geometrijskih značajki gibanja tijela,
- procesiranje i diferenciranje kinematičkih podataka.

Muskuloskeletni sustav tretirat će se kao skup međusobno povezanih segmenata koji reprezentiraju dijelove tijela, a segmentiranje će se učiniti po postupku što su ga predložili Zaciorskii i sur., 1981.

2. Model

Model je koncipiran kao višesegmentalni sustav, kome su segmenti kruta tijela uniformne gustoće, konstantnih lokacija masišta, te konstantnih masa i momenata inercije. Konstrukcija modela temelji se na Newtonovim jednadžbama gibanja;

$$F=ma=m\frac{d^2s}{dt^2}$$

$$M = I \varepsilon = I \frac{d^2 \alpha}{dt^2}$$

te jednadžbama momenta impulsa i energije koje iz njih proizlaze. Model se sastoji od 16 segmenata koji reprezentiraju slijedeće dijelove tijela: stopala ($S_{1,2}$), potkoljenice ($S_{3,4}$), natkoljenice ($S_{5,6}$), šake ($S_{7,8}$), podlaktice ($S_{9,10}$), nadlaktice ($S_{11,12}$), glavu (S_{13}), gornji dio trupa (S_{14}), srednji dio trupa (S_{15}), i donji dio trupa (S_{16}).

Modelom se kinetičke veličine gibanja izračunavaju na temelju ulaznih podataka koji se dobivaju: (a) kinematičkim mjerenjem, kojim se registriraju pomaci referentnih točaka tijela (fiksne i virtualne anatomske točke), i (b) antropometrijskim mjerenjem, kojim se dobiva zahtijevani opis antropomorfnih karakteristika sportaša (detaljan opis kolekcije i akvizicije podataka; Mejovšek, 1989.). Dakle, model funkcionira na ulaznim podacima kojima se daljnjim procesiranjem dobivaju veličine potrebne za zadovoljenje jednadžbi gibanja (mase, momenti inercije i derivacije linearnih i kutnih pomaka segmenata).

Za svaki registrirani kinematički sklop (npr. kvadrat filma) strukture gibanja muskuloskeletnog sustava sportaša, model izračunava za segmente i/ili kompletni muskuloskeletni sustav:

- (1) mase i aksijalne momente inercije segmenata,
- (2) položaje, brzine i ubrzanja masišta segmenata i sustava,
- (3) vektore položaja masišta segmenta u odnosu na masište sustava,
- (4) apsolutne kutove segmenata i vektora položaja masišta segmenata u odnosu na masište sustava,
- (5) kutne brzine segmenata i vektora položaja masišta segmenta u odnosu na masište sustava,
- (6) komponente i vektore sila segmenata i sustava,
- (7) komponente i ukupni moment impulsa sustava,
- (8) komponente i ukupnu energiju sustava.

Model standardno koristi tehnike za analizu kinematičkih signala i tehnike za otklanjanje pogrešaka mjerenja.

2.1. Ulazni podaci modela

Ulazni podaci sastoje se od dva skupa. Prvi sadrži antropometrijske mjere koje obuhvaćaju visinu i masu tijela, te veći broj duljina, širina, opsega, i kožnih nabora (A_m ; $m=1,49$), a drugi koordinate anatomske točke tijela ($R_{j,k}$; $k=1,23$), za sve sukcesivne sklopove kinematičkog signala ($j=1,n$).

Skup antropometrijskih mjera:

- visina: tijela (A_1),
- duljina: stopala (A_2), potkoljenice (A_3), natkoljenice (A_4), šake (A_5), podlaktice (A_6), nadlaktice

("biomehanička") (A_7), glave (A_8), gornjeg dijela trupa (A_9), srednjeg dijela trupa (A_{10}),

- širina: stopala (A_{11}), skočnog zgloba (A_{12}), koljena (A_{13}), šake (A_{14}), lakta (A_{15}), ručnog zgloba (A_{16}), glave (A_{17}), ilioacrostale (A_{18}), iliospinale (A_{19}),
- opseg: potkoljenice proksimalni (A_{20}), potkoljenice distalni (A_{21}), potkoljenice najveći (A_{22}), natkoljenice proksimalni (A_{23}), natkoljenice srednji (A_{24}), natkoljenice distalni (A_{25}), podlaktice distalni (A_{26}), šake 'manji' (A_{27}), podlaktice najveći (A_{28}), podlaktice srednji (A_{29}), nadlaktice najveći (A_{30}), glave (A_{31}), vrata (A_{32}), grudnog koša (A_{33}), trbuha (A_{34}), bokova (A_{35}),
- dubina: grudnog koša (A_{36}),
- kožni nabor: donjeg kuta lopatice (A_{37}), stražnje površine nadlaktice (A_{38}), unutarnje strane nadlaktice (A_{39}), podlaktice (A_{40}), lateralnog dijela grudi (A_{41}), sredine grudi (A_{42}), iliospinale (A_{43}), trbuha (A_{44}), vrha bedra (A_{45}), bedra iznad ivera (A_{46}), potkoljenice (A_{47}), dorzuma šake (A_{48}),
- masa: tijela (A_{49}).

Skup referentnih točaka tijela:

- donji udovi: akropodion desno (R_1), pternion desno (R_2), malleolare - sphyryion desno (R_3), tibiale desno (R_4), iliospinale desno (R_5), akropodion lijevo (R_6), pternion lijevo (R_7), malleolare - sphyryion lijevo (R_8), tibiale lijevo (R_9), iliospinale lijevo (R_{10}),
- gornji udovi: daktylion desno (R_{11}), styliion desno (R_{12}), radiale desno (R_{13}), akromion desno (R_{14}), daktylion lijevo (R_{15}), styliion lijevo (R_{16}), radiale lijevo (R_{17}), akromion lijevo (R_{18}),
- glava i trup: vertex (R_{19}), cervicale (R_{20}), substernale (R_{21}), umbilicus (R_{22}), symphysion (R_{23}).

2.2. Funkcioniranje modela

Model funkcionira u dva nivoa. Na prvom se računaju parametri segmenata (mase i momenti inercije), geometrijske karakteristike gibanja tijela (masišta segmenata, masište sustava, položaj masišta segmenata u odnosu na masište sustava, kutovi segmenata i vektora položaja segmentalnih masišta), i derivacije linearnih i kutnih pomaka (brzine i ubrzanja, kutne brzine i ubrzanja). Izračunate veličine prvog nivoa mogu biti izlazne, ukoliko za to postoji zahtjev u analizi gibanja, ili služe kao ulazne veličine za drugi nivo modela kojim se procjenjuju komponente sile, moment impulsa ili energija.

2.2.1. Procjena parametara segmenata

Parametri segmenata (mase m_i , i momenti inercije I_{x_i} , I_{y_i} , i I_{z_i}) dobivaju se regresijskim jednadžbama, kojima se pomoću regresijskih koeficijenata i izmjerenih antropometrijskih mjera procjenjuju parametri dijelova tijela sportaša (Zaciorskii i sur., 1981., Zatsiorsky i sur.,

1990.). Regresijski model omogućuje dvije realizacije, tj. procjenu pomoću samo dvije antropometrijske mjere (1), ili jednadžbama koje koriste veći broj antropometrijskih varijabli (2)

$$(1) (m, lx, ly, lz)_i = B_{0,i} + B_{1,i}A_1 + B_{2,i}A_{49}$$

$$(2) (m, lx, ly, lz)_i = B_{0,i} + B_{1,i}Z_1 + B_{2,i}Z_2 + \dots + B_{1,i}Z_n$$

gdje su $B_{0,i}, B_{1,i}$ ($l=0,4,5; i=1,10$), regresijski koeficijenti (naravno drukčiji za različite segmente, parametre i tip realizacije), a Z_n ($n=1,31$), varijable modela dobivene neposredno iz antropometrijskih mjera subjekta, ili iz njihove kombinacije. Varijable su:

- visina: tijela (Z_1),
- duljina: stopala (Z_2), potkoljenice (Z_3), natkoljenice (Z_4), šake (Z_5), podlaktice (Z_6), nadlaktice ("biomehantička") (Z_7), glave (Z_8), gornjeg dijela trupa (Z_9), srednjeg dijela trupa (Z_{10}),
- širina: stopala (Z_{11}), skočnog zgloba (Z_{12}), koljena (Z_{13}), šake (Z_{14}), glave (Z_{15}), ilioicristale (Z_{16}), iliospinale (Z_{17}), nadlaktice kombinirana (Z_{18}),
- opseg: potkoljenice kombinirani (Z_{19}), natkoljenice kombinirani (Z_{20}), šake kombinirani (Z_{21}), podlaktice kombinirani (Z_{22}), nadlaktice najveći (Z_{23}), glave (Z_{24}), glave kombinirani (Z_{25}), grudnog koša (Z_{26}), trbuha (Z_{27}), bokova (Z_{28}),
- dubina: grudnog koša (Z_{29}),
- količina masnog tkiva (Z_{30}),
- masa: tijela (Z_{31}).

Varijable Z_{18}, \dots, Z_{25} su aritmetička sredina antropometrijskih mjera:

- Z_{18} širina nadlaktice kombinirana (A_{15}, A_{16}),
- Z_{19} opseg potkoljenice kombinirani (A_{20}, A_{21}, A_{22}),
- Z_{20} opseg natkoljenice kombinirani (A_{23}, A_{24}, A_{25}),
- Z_{21} opseg šake kombinirani (A_{26}, A_{27}),
- Z_{22} opseg podlaktice kombinirani (A_{28}, A_{29}, A_{30}),
- Z_{25} opseg glave kombinirani (A_{31}, A_{32}),

a varijabla Z_{30} dobiva se jednadžbom (3) za procjenu masnog tkiva (Mateyka, 1921., prema Zatsiorskii i sur., 1981.):

$$(3) Z_{30} = s c a,$$

u kojoj su a (empirijski koeficijent 1.3), c (srednja debljina potkožnog masnog tkiva), i s (površina tijela), dobiveni jednadžbama (4 i 5):

$$(4) c = .5 \left(\sum_{m=1}^n A_m \right)^{n-2}$$

$$(5) s = ((Z_{31} + Z_{11} - 160)_{100}) + 1$$

u kojima su A_m ($m = 37, 48$) antropometrijske mjere, a n ($n = 12$), broj izmjerenih kožnih nabora.

2.2.2. Opisivanje geometrijskih značajki gibanja

Podrazumijeva se da je referentni sustav kinematičkog mjerenja orijentiran u skladu s uobičajenom biomehantičkom konvencijom: sagitalna os u pravcu izvođenja gibanja (X), vertikalna os na pravcu djelovanja gravitacije (Y), i frontalna os okomita na izvođenje gibanja (Z), te smislom sustava koji je suprotan gibanju kazaljki sata. Neovisno o izboru ishodišta referentnog sustava, model translira osi tako da sve koordinate poprimaju pozitivne vrijednosti. Model istovremeno linearno transformira digitalizirane koordinate u realni prostor pomoću poznate relacije prevođenja (poznate veličine u referentnom sustavu mjerenja i analize).

S obzirom na to da je svaki segment određen najkraćom udaljenošću točaka koje ga referenciraju (označirno proksimalnu s $Rxyz_k$ i distalnu s $Rxyz_{k-1}$, lokacije masišta segmenata (cxz_{ji}) u pojedinom sklopu kinematičkog zapisa (npr. kvadratu filma), model izračunava kao proporciju ($X_i = M_i/N_i$) udaljenosti masišta od distalnog (M_i), odnosno proksimalnog (N_i) dijela segmenta (Zaciorskii i sur., 1981.). Dijeljenje dužina segmenta u zadanim proporcijama vrši se primjenom jednadžbe (6), na temelju sličnosti pravokutnih trokuta:

$$(6) cx(yz)_{j,i} = (Rx(yz)_{j,k} + \lambda_i Rx(yz)_{j,k-1}) / (1 + \lambda_i)$$

$$(j = 1, n; i = 1, 16).$$

Položaji masišta sustava ($Cxyz$) određuju se iz koordinata masišta segmenata, kao sustava materijalnih točaka (7), za svaki registrirani sklop ($j = 1, n$) koji je referenciran masištima ($cxz_{j,i}$) i masama segmenata (m_i ; $i = 1, 16$).

$$(7) Cx(yz)_j = \sum_{i=1}^{16} m_i \alpha(yz)_{j,i} / \sum_{i=1}^{16} m_i$$

Intenzitet vektora udaljenosti ($r_{j,i}$) masišta segmenata ($cxz_{j,i}$) od masišta sustava ($Cxyz$) dobije se:

$$(8) r_{j,i} = ((Cx_j - cx_{j,i})^2 + (Cy_j - cy_{j,i})^2 + (Cz_j - cz_{j,i})^2)^{1/2}$$

$$(j = 1, n; i = 1, 16).$$

Apsolutni kutovi segmenata ($\alpha_s(z)_{j,i}$) i vektora udaljenosti ($r_{j,i}$; $\alpha_r(z)_{j,i}$) u ravnini XY (isto vrijedi za YZ i XZ) odrede se jednadžbom pravca kroz točke koje referenciraju segment (Rxy_k, Rxy_{k+1}), odnosno masište sustava (Cxy_j), i masišta segmenata ($cx_{j,i}$), u istom sklopu uzorka kinematičkog zapisa.

$$(9) \alpha_s(z)_{j,i} = \arctg((Ry_{j,k+1} - Ry_{j,k}) / (Rx_{j,k+1} - Rx_{j,k}))$$

$$(10) \alpha_r(z)_{j,i} = \arctg((Cy_j - cy_{j,i}) / (Cx_j - cx_{j,i}))$$

$$(1 = 1, 16; j = 1, n)$$

2.2.3. Procesiranje i diferenciranje kinematičkih podataka

Kinematičko mjerenje sportskih gibanja realizira se nekom tehnikom koja omogućuje kinematički zapis gibanja. Najčešće se koristi tehnika brzog filmskog snimanja, kojom se uz pomoć digitalizatora prevode analogni signali

u digitalni oblik, tj. prelaze iz kontinuiranog vremena u diskretno i kvantiziraju uzorke kako bi pretvorili kontinuirane amplitude u diskretne. Kako se ta operacija ostvaruje vizualnom identifikacijom i manualnim lociranjem referentnih točaka, neminovno dolazi do unosa slučajnog šuma. Naime, muskuloskeletni sustav je na projekciji kvadrata filma s kojeg se digitalizira višestruko umanjen, te i vrlo male nedosljednosti u lokaciji referentnih točaka drastično utječu na realne veličine podataka gibanja, a posebno na njihove derivacije.

S obzirom na činjenicu da kinematičko mjerenje ima neposredan utjecaj na procjenu kinetičkih veličina, model standardno koristi diskretnu Fourierovu transformaciju podataka (DFT), i tehnike izgladivanja podataka gibanja. Analizom amplitudnog i faznog spektra podataka (pomoću DFT) utvrđuje se dovoljno uzorkovanje (Nyquist rate) i granična frekvencija (ω_c) kinematičkih signala. Kako bi se izgladili podaci, model koristi algoritme za:

- (1) tehnike "pogađanja" podataka (curve fitting techniques)
 - polinomom n-tog reda (McCalla, 1967.),
 - kubičnim splajnom (cubic spline curve fitting; Valko i Vajda, 1989.),
 - inverznim diskretnim Fourierovim transformiranjem (IDFT; Schwartz i Shaw, 1975., Baskakov, 1986., Mejovšek i Pavičić, 1988.),
 - inverznim brzim Fourierovim transformiranjem (IFFT; Bajić i sur., 1980., Valko i Vajda, 1989.), i
- (2) digitalno niskopropusno rekurzivno filtriranje (IIR digital filters; Winter, 1979., Bowen i Brown, 1982.).

Na temelju utvrđene granične frekvencije odabiru se koeficijenti digitalnog filtera, i utvrđuje broj značajnih spektralnih komponenata za inverzno diskretno Fourierovo transformiranje (IDFT).

Prva i druga derivacija linearnih i kutnih pomaka izvodi se pomoću više postupaka numeričkog diferenciranja koji su povezani s tehnikama izgladivanja podataka. Podaci podvrgnuti niskopropusnom digitalnom filtriranju ili izgladivanju polinomom n-tog reda deriviraju se metodom konačnih razlika. U tom se slučaju numerički derivira polinomijalnom interpolacijom koja se razvija po članovima prednjih, stražnjih i centralnih operatora diferencija (Carnahan i sur., 1969.), te se za lokalnu aproksimaciju prve i druge derivacije koriste algoritmi centralnih, prednjih i stražnjih razlika prvog i drugog reda (Miller i Nelson, 1973.). Podaci se upotrebom kubičnog splajna diferenciraju algoritmima numeričkog integriranja koji su sastavni dio modula za interpolaciju (Valko i Vajda, 1989.). Diferenciranje se izvodi i nakon izvršene inverzne diskretne Fourierove transformacije, algoritmima diferenciranja spektralnog sadržaja u vremenskoj domeni (Winter, 1979., Baskakov, 1986., Valko i Vajda, 1989.).

2.2.4. Određivanje kinetičkih veličina gibanja

Kinetičke veličine gibanja muskuloskeletnog sustava određuju se na prethodno dobivenim veličinama parametara segmenata, definiranim geometrijskim značajkama gibanja i njihovim derivacijama. Model izračunava komponente i vektore sila segmenata i sustava u cjelini, ukupni moment impulsa i ukupnu energiju.

Muskuloskeletni sustav i njegovo gibanje možemo analizirati kao sustav čestica i krutih tijela u kome se njihovi međusobni odnosi mijenjaju slijedom sukcesivnih sklopova registriranih uzoraka. Stoga model pri translacijskom gibanju segmente tretira kao čestice, a u rotacijskom kao kruta tijela. Sile koje se manifestiraju u periodima ostvarivanja kontakta muskuloskeletnog sustava s okolinom, odnosno, što je u sportu najčešće, u vremenu trajanja odraza, mogu se računati kao promjena količine gibanja, što je jednako promjeni impulsa, odnosno djelovanju sile u učinku tog djelovanja (Miller i Nelson, 1973., Kitell i sur., 1982.).

$$(11) \int_1^t FRx(z)dt = m(Vx_t - Vx(z)_i),$$

$$(12) \int_1^t (FRy - G)dt = m(Vy_t - Vy_i),$$

Kako proizlazi iz (11) i (12), komponente aplicirane sile muskuloskeletnog sustava na okolinu ($Fx(z)$, Fy) model izračunava sumiranjem komponenata sila po svim segmentima (fx , fy , gz), pri čemu se u vertikalnim komponenatama (fy) uzimaju u obzir težine segmenata ($g_i = m_i \cdot 9.81$ N). Komponente sila reakcije ($FRx(z)_i$, FRy_i) koje se javljaju između muskuloskeletnog sustava i okoline po definiciji su jednake komponenatama sila izračunatih pomoću (13) i (14), uvažavajući ukupnu težinu sustava (G) u ukupnoj vertikalnoj komponenti.

$$(13) Fx(z)_i = \sum_{i=1}^{16} fx(z)_i = FRx(z)_i,$$

$$(14) Fy_i = \sum_{i=1}^{16} g_i - fy_i = FRy_i - G$$

Jasno je da se vektor sile svakog segmenta ($fxyz_i$) dobije iz njegovih komponenata, a vektor sile sustava iz sumiranih komponenata po svim segmentima ($Fxyz$).

Moment impulsa krutog tijela (L_z) u odnosu na transverzalnu os (Z) koja je okomita na ravninu XY u kojoj se odvija gibanje određen je rotacijom segmenta oko svog masišta i translacijskim gibanjem mase segmenta (koncentrirane u masištu), oko masišta sustava (Hay i sur., 1977., Dapena, 1978.). Stoga je ukupni moment impulsa segmenta suma obje komponente gibanja, kako je to izraženo jednadžbom:

$$(15) L_z = I_z \omega_z + m r_z^2 \omega_r z$$

gdje je I_z moment inercije segmenta, ω_z kutna brzina segmenta, m masa segmenta, r_z udaljenost mase segmenta od masišta sustava i $\omega_r z$ kutna brzina vektora r_z .

Dakle, u odnosu na transverzalnu os Z , ravnine XY , koja prolazi kroz masište muskuloskeletnog sustava, u

skladu s teoremom o usporednim osima, modelom se ukupni moment impulsa dobije sumiranjem svih doprinosa segmenata izraženih lokalnim (rotacija segmenata oko paralelnih osi Z, koje prolaze kroz masišta segmenata), i prijenosnim komponentama gibanja (rotacija segmenata oko osi Z koja prolazi kroz masište sustava). Za svaki registrirani kinematički sklop ($j = 1, n$) model će upotrebom veličina dobivenih jednadžbama: (1) ili (2); mase i momenti inercije (m_i, I_x, I_y, I_z), (8); intenzitet vektora r_i , (9) i (10); kutovi segmenata α_{sz_i} i vektora αr_{z_i} , te njihovim derivacijama ω_{sz_i} , ωr_{z_i} , računati ukupni moment impulsa jednadžbom (16). Jednadžba izražava moment impulsa za os Z, što je međutim, potpuno isto za osi X i Y, u ravninama YZ i XZ, pod pretpostavkom da se upotrijebe i odgovarajuće veličine za te osi.

$$(16) (L_z)_j = \sum_{i=1}^{16} ((I_z)_i (\omega_{sz})_{j,i} + m_i (r_z)_{j,i} (\omega r_z)_{j,i})$$

Kao i u momentu impulsa, procjena ukupne energije rotacije segmenata u odnosu na os Z, i oko z_i , ima isti smisao. Energija rotacije nekog segmenta može se izraziti jednadžbom (17) u kojoj se prvi član odnosi na rotaciju segmenta oko osi z_i (masište segmenta), a drugi na rotaciju mase segmenta oko osi Z (masište sustava).

$$(17) E_z = \frac{1}{2} I_z \omega_z^2 + \frac{1}{2} m r_z^2 \omega r_z^2$$

U skladu s jednadžbom (17) i veličinama kojima se ona realizira, ukupna energija rotacije muskuloskeletnog sustava oko osi Z u ravnini XY, uvažavajući prethodnu konstataciju da energija rotacije u ravninama YZ i XZ oko osi X i Y ima isti smisao, može se ukupna energija izraziti jednadžbom (18), u obliku:

$$(18) (E_z) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{16} ((I_z)_i (\omega_{sz})_{j,i}^2 + m_i (r_z)_{j,i} (\omega r_z)_{j,i}^2)$$

Muskuloskeletni sustav se uz spomenute rotacije, koje su definirane pomičnim koordinatnim sustavom vezanim za masište sustava (i masišta segmenata), translacija u prostoru. Stoga treba uvažavati i gibanje koje se odvija u odnosu na nepomičan koordinatni sustav, kome se ishodište locira prema specifičnom zahtjevu (centar odraza i sl.). Tako će prethodno definiranom momentu impulsa (ukoliko analiza to zahtijeva), model dodati i moment impulsa masišta sustava oko odabranog ishodišta vezanog koordinatnog sustava (drugi član jednadžbe /15/). Također, pri računanju ukupne energije što je posjeduje muskuloskeletni sustav, model uračunava i kinetičku energiju translacije koja se javlja kao posljedica premještanja kompletnog sustava u prostoru (drugi član jednadžbe /17/).

2.2.5. Neke primjene modela

Model je primjenjivan u više radova u kojima su analizirana gibanja u sportskoj gimnastici: salto nazad zgrčeni, premet naprijed, raznožni premet strance (Mejovšek, 1989., 1990. a, 1990. b), salto nazad zgrčeni

(Živčić, 1991.), i nathvatni velekovrtljaj na preči (Hraski, 1991.). Njegova aplikacija pokazuje da se može koristiti za različite tipove gibanja, te da je efikasan i za analize koje zahtijevaju računanje samo kinematičkih veličina (Hraski, 1991., Živčić, 1991.). Model daje dobre procjene energije i momenta impulsa (Mejovšek i Pavičić, 1991.), što je razumljivo, budući da se radi o veličinama koje se dobivaju prvom derivacijom kutnih pomaka. Dosta je veći problem pri procjeni sile reakcije podloge (Pavičić i Mejovšek, 1991.). Naime, i relativno male količine šuma, koji preostaje nakon upotrebe tehnika izgladivanja ili digitalnog filtriranja, uzrokuju velike distorzije drugih derivacija signala (ubrzanja). Međutim, ovaj problem nije toliko povezan s općom koncepcijom konstrukcije modela, koliko s rezolucijom kinematičkog mjernog sustava i postupcima aproksimativnog diferenciranja (Hatze, 1990.).

3. Zaključak

Predloženi model upotrebljava inverzni dinamički pristup za računanje kinetičkih veličina gibanja muskuloskeletnog sustava sportaša. Koncipiran je kao 16-segmentalni sustav, kome su segmenti kruta tijela, a zahtijevane veličine procjenjuju se na temelju podataka antropometrijskog i kinematičkog mjerenja. Ulazni podaci antropometrijskog mjerenja (49 mjera) služe za procjenu parametara segmenata sportaša (mase i momenti inercije), a podaci kinematičkog mjerenja za dobivanje koordinata anatomskih lokacija tijela (23 referentne točke). Iz koordinata trajektorija referentnih točaka računaju se potrebne geometrijske značajke (masišta segmenata i sustava), i kinematičke veličine gibanja (linearni i kutni pomaci i njihove derivacije). Model upotrebljava više standardnih postupaka numeričkog i analitičkog deriviranja, te postupaka za otklanjanje slučajnog šuma što nastaje u procesu kinematičkog mjerenja.

Pri računanju kinetičkih veličina gibanja (vektor sile reakcije podloge, moment impulsa i energija), muskuloskeletni sustav se tretira kao skup čestica i krutih tijela u kome se njihovi međusobni odnosi mijenjaju slijedom sukcesivnih sklopova registriranih kinematičkih uzoraka. Stoga model pri translacijskom gibanju segmente tretira kao čestice, a rotacije segmenata oko vlastitih masišta kao kruta tijela.

Vektor sile koja se manifestira u periodima ostvarivanja kontakta muskuloskeletnog sustava s okolinom, (npr. odraz), model procjenjuje iz komponenata ukupne sile, koja se dobiva sumiranjem komponenata sila po svim segmentima, pri čemu se u vertikalnim komponentama uvažavaju težine segmenata u mirovanju. Ukupni moment impulsa i ukupnu energiju model računa s obzirom na pomični koordinatni sustav vezan za masište tijela, i nepomični koordinatni sustav kome je ishodište locirano prema specifičnom zahtjevu (centar odraza i sl.). Gibanju

muskuloskeletnog sustava u odnosu na pomični koordinatni sustav, model u skladu s teoremom o usporednim osima procjenjuje momente impulsa i energiju iz

doprinosu koji nastaju iz translacijskog gibanja segmenata oko masišta sustava i rotacijskog gibanja segmenata oko vlastitih masišta.

Ovaj rad je napisan u okviru projekta 5-10-114 Programiranje kinezioloških transformacijskih procesa, kojeg financira Ministarstvo znanosti, tehnologije i informatike u 1992. godini.

Literatura

1. Bajić, B., I. Jovanović i A. Džubur (1980.): Spektralna i korelacijska analiza, Koncepti, metode, primjene, Škola mjerenja, automatike i kibernetike, JUREMA, Zagreb.
2. Baskakov, S.I. (1986.): Signals and Circuits, Mir Publishers Moscow, Moskva.
3. Bowen, B.A. i W.R. Brown (1982.): VLSI systems design for digital signal processing. Vol. 1, Prentice Hall, New Jersey.
4. Carnahan, B., H.A. Luther i J.O. Wilkes (1969.): Applied Numerical Methods, John Wiley & Sons, Inc., New York.
5. Dapena, J. (1978.): A method to determine the angular momentum of a human body about three orthogonal axes passing through its center of gravity, *Journal of Biomechanics* 11:251-256.
6. Hatze, H. (1990.): Data conditioning and differentiation techniques, u *Biomechanics of human movement: Applications in rehabilitation, sports and ergonomics*, ed. Berme i Cappelz, pp. 237-248, Bertec Corporation, Worthington.
7. Hay, J.G., B.D. Wilson i J. Dapena i G.G. Woodworth (1977.): A computational technique to determine the angular momentum of human body, *Journal of Biomechanics* 10:269-277.
8. Hraski, Ž. (1991.): Analiza nekih kinematičkih veličina varijanti nathvatnog vlekovrtljaja, Magistarski rad, Fakultet za fizičku kulturu Sveučilišta u Zagrebu, Zagreb.
9. Kitell, C., W.D. Knight i M.A. Ruderman (1982.): *Mehanika*, Tehnička knjiga, Zagreb.
10. McCalla, T.R. (1967.): Introduction to Numerical Methods and FORTRAN Programming, John Wiley & Sons, Inc., New York.
11. Mejovšek, M. i L. Pavičić (1988.): Neke mogućnosti otklanjanja šumova iz podataka gibanja u sportskoj biomehanici, *Kineziologija*, 20, 1:35-46.
12. Mejovšek, M. (1989.): Konstrukcija i evaluacija biomehaničkog N-segmentalnog modela za analizu gibanja muskuloskeletnog sistema ljudskog tijela, Disertacija, Fakultet za fizičku kulturu Sveučilišta u Zagrebu, Zagreb.
13. Mejovšek, M. (1990.a): Procjena sile odraza modelom muskuloskeletnog sistema, Naučni skup "Valorizacija efekata i programa u fizičkoj kulturi", Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet fizičke kulture, Novi Sad, 3:263-272.
14. Mejovšek, M. (1990.b): Evaluacija modela muskuloskeletnog sistema procjenom energije, Naučni skup "Valorizacija efekata i programa u fizičkoj kulturi", Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet fizičke kulture, Novi Sad, 3:273-282.
15. Mejovšek, M. i L. Pavičić (1991.): Determination of the angular momentum in backward somersault jump, "7th International Conference on Mechanics in Medicine and Biology", ed. Stanič and Bajd, pp. 111-112, Ljubljana - Portschat.
16. Miller, D.I. i R.C. Nelson (1973.): *Biomechanics of sport*, Lea & Febiger, Philadelphia.
17. Miller, D.I. (1979.): Modeling in biomechanics: an overview, *Med. Sci. Sports* 11:115-122.
18. Pavičić, L. i M. Mejovšek (1991.): The attempt to use indirect method for estimation of the vertical ground reaction force in sports, "7th International Conference on Mechanics in Medicine and Biology", ed. Stanič and Bajd, pp. 112-113, Ljubljana - Portschat.
19. Schwartz, M., i L. Shaw (1975.): *Signal processing*, McGraw-Hill, New York.
20. Valko, P. i S. Vajda (1989.): *Advanced scientific computing in BASIC with applications in chemistry, biology and pharmacology, Data handling in science and technology*, vol. 4, Elsevier Science Publishing Company Inc., Amsterdam.
21. Winter, D.a. (1979.): *Biomechanics of Human Movement*. John Wiley and Sons, New York.
22. Zaciorskii, V.M., A.S. Aruin i V.N. Selujanov (1981.): *Biomehanika dvigatel'nogo apparata čeloveka*, Fizkultura i sport, Moskva.
23. Zatsiorsky, V., V. Selujanov i L. Chugunova (1990.): In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method, u *Biomechanics of human movement: Applications in rehabilitation, sports and ergonomics*, ed. Berme i Cappelz, pp. 186-202, Bertec Corporation, Worthington.
24. Živčić, K. (1991.): Analiza kinematičkih varijabli kao prediktora za uspješno izvođenje salta nazad zgrčenog, Magistarski rad, Fakulteta za šport Univerze v Ljubljani, Ljubljana.

Nomenklatura

A_m	antropometrijske mjere
a	empirijski koeficijent za procjenu masnog tkiva
$\alpha r(z)_{ij}$	apsolutni kutovi vektora r_i u ravnini XY
$\alpha s(z)_{ij}$	apsolutni kutovi segmenta u ravnini XY
B_i	koeficijenti regresijske jednadžbe za procjenu parametara segmenata
$C(xyz)_i$	koordinate lokacije masišta sustava
$c(xyz)_i$	koordinate lokacija masišta segmenata
c	srednja debljina potkožnog masnog tkiva
$(E_z)_i$	ukupna kinetička energija rotacije sustava u ravnini XY
$f(xyz)_i$	komponente sile segmenata
$F(xyz)_i$	komponente sile sustava
$FR(xyz)_i$	komponente sile reakcije sustava
G	težina sustava
g_i	težine segmenata
i	broj segmenata (1-16)
$I_{x_i} - I_{y_i} - I_{z_i}$	momenti inercije segmenata

j	broj registriranih kinematičkih uzoraka (1-n)
k	broj referentnih točaka tijela (1-23)
l	broj koeficijenata regresijske jednadžbe (0-4,5)
$(L_z)_i$	ukupni moment impulsa sustava u ravnini XY
λ_i	proporcije udaljenosti masišta segmenata od distalnog (M_i) i proksimalnog dijela segmenata (N)
m	broj antropometrijskih mjera (1-49)
m_i	mase segmenata
n	broj antropometrijskih varijabli (1-31)
$R(xyz)_k$	koordinate referentnih točaka tijela
r_{ij}	vektor iz $C(xyz)_j$ do $c(xyz)_i$
S_i	segmenti modela
s	površina tijela
$\omega s(z)_{ij}$	kutne brzine segmenata u ravnini XY
$\omega r(z)_{ij}$	kutne brzine vektora r u ravnini XY
Z_n	antropometrijske varijable
X, Y, Z	osi nepomičnog koordinatnog sustava

Mladen Mejovšek**A proposed model for the kinetic analysis of movement in athletics**

Key words: biomechanics / model / musculoskeletal system / inverse dynamics problem / kinetics / force / moment of impulse / energy / sport

Abstract: Sixteen-segment model has been proposed that enables estimation of kinetic variables of movement of the athlete's musculoskeletal system referring to the force components and the force vectors of segments and of the system as a whole, the total moments of impulse and the total energy. The model requires two sets of input data, including anthropometric measures and movement coordinates of body reference points.

