

# DINAMIČKA ANALIZA ROTACIJSKOG DIJELA GIBANJA ČOVJEKOVA TIJELA U GRAVITACIJSKOM POLJU SILE TEŽE

Zdravko Terze<sup>1</sup>, Osman Muftić<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu

Izvorni znanstveni članak

UDK: 577.3

Primljeno: 7.3.95.

Prihvaćeno: 7.4.95.

## Sažetak:

Predložena je metoda dinamičke analize rotacijskog dijela gibanja čovjekova tijela u gravitacijskom polju sile teže, kao jedine sile koja djeluje na tijelo tijekom gibanja. Svojom provedbom ona omogućava ocjenu točnosti simulacijskih osobina biomehaničkog modela, usvojenog kao podloga simulacijskom postupku čovjekova gibanja u naznačenim uvjetima. Zasniva se na integraciji sustava diferencijalnih jednadžbi kojima je opisano rotacijsko gibanje referentnog člana sustava krutih tijela biomehaničkog modela te usporedbi izračunatih i izmjerenih karakterističnih veličina. Budući da je sistem postavljenih diferencijalnih jednadžbi neodređen, dodatne kinematičke veličine potrebne za njegovu integraciju, određuju se mjerenjem. Kao primjer primjene opisane metode, analizom prostornog skoka ispitanika ocijenjene su simulacijske osobine konstruiranog biomehaničkog modela. Sva mjerenja izvršena su sustavom za biomehaničku analizu pokreta ELITE.

**Ključne riječi:** biomehanički model, simulacija, skok, kinematička mjerenja

## Abstract

### DYNAMIC ANALYSIS OF THE ROTATIONAL PART OF HUMAN BODY AIRBORNE MOVEMENT

The dynamic analysis method of the rotational part of human body airborne movement has been proposed. The method provides a possibility of evaluation of the biomechanical model simulation characteristics if such a model serves as a basis for the simulation procedure of human body airborne movement. It is based on the comparison of the calculated orientation parameters of the biomechanical model referent segment with their measured values. The dynamic analysis of the jump and the evaluation of the constructed biomechanical model simulation characteristics have been performed as an example of the described method application.

**Key words:** biomechanical model, simulation, jump, kinematic measurement

## Zusammenfassung

### DYNAMISCHE ANALYSE DES ROTIERENDEN TEILS VON DER BEWEGUNG DES MENSCHLICHEN KÖRPERS IM GRAVITATIONSFELD DER GEWICHTKRAFT

Es wurde die Methode für die dynamische Analyse des rotierenden Teils des menschlichen Körpers im Gravitationsfeld der Gewichtskraft vorgeschlagen, als der einzigen Kraft, die während der Bewegung auf den Körper wirkt. Die Durchführung dieser Analyse ermöglicht die Bewertung der Genauigkeit von Simulationscharakteristiken des biomechanischen Modells, das als die Unterlage für das Simulationsverfahren des menschlichen Bewegens in den angeführten Umständen akzeptiert wurde. Sie beruht sowohl auf die Integration von Systemen der Differenzialgleichungen, die zur Beschreibung von der rotierenden Bewegung des Referenzgliedes des Systems von Festkörpern des biomechanischen Modells dienen, als auch auf den Vergleich von berechneten und gemessenen charakteristischen Werten. Da das System der gestellten Differenzialgleichungen unbestimmt ist, so werden die zusätzlichen kinematischen Werte, die für seine Integration notwendig sind, mittels der Messung bestimmt. Als Beispiel der Anwendung von der beschriebenen Methode wurden durch die Analyse des räumlichen Sprunges die Simulationscharakteristiken des konstruierten biomechanischen Modells bewertet. Alle Messungen wurden durch das ELITE System für die biomechanische Analyse der Bewegung durchgeführt.

**Schlüsselwörter:** biomechanisches Model, Simulation, Sprung, kinematisches Messen

## 1. Uvod

Gibanje čovjekova tijela u gravitacijskom polju sile teže, kao jedine sile koja djeluje na tijelo tijekom

gibanja s mehaničkog je stajališta dinamička zadaća, koja je u literaturi relativno mnogo obrađivana. Primjer su takvog gibanja športski skokovi u slučajevima kada se otpor zraka može zanemariti. Kako se pri takvim gibanjima radi o makro gibanju

čovjekova tijela pri kojemu se pomaci uslijed deformacije pojedinih dijelova tijela mogu zanemariti, koncept tvorbe biomehaničkog modela čovjekova tijela kao sustava krutih tijela povezanih zglobovima u potpunosti zadovoljava (1,2,3,4,5). Greška koja se pri takvom pojednostavljenju uvodi u razmatranje ne narušava mogućnost praktične upotrebe takvog modela. Pitanje orijentacije tijela pri izvođenju športskih skokova često se javlja kao suštinska zadaća u želji postizanja što boljih športskih rezultata. Kako orijentacija tijela tijekom leta zavisi od mnogih faktora, koji određuju rotacijski dio gibanja tijela (orijentacija dijelova tijela u trenutku odvajanja od tla, ukupni kinetički moment tijela, relativno gibanje dijelova tijela tijekom leta), konstruiranje bi simulacijskog modela, koji bi svojim izvođenjem na računalo omogućavao praćenje utjecaja pojedinih faktora na sam tok gibanja, bilo od velike važnosti pri optimiranju športskih skokova. Ishodišna činjenica pri formuliranju jednadžbi gibanja takvog simulacijskog modela nužnost je nepromjenjivosti kinetičkog momenta čovjekova tijela s obzirom na vlastito središte masa. Usvajanjem biomehaničkog modela čovjekova tijela u obliku sustava krutih tijela povezanih zglobovima, jednadžba se njegovog rotacijskog dijela gibanja u opisanim uvjetima može napisati u obliku:

$$\vec{K}_S = \left[ \mathbf{I}_1 + \sum_{i=2}^{11} (\mathbf{I}_i + \mathbf{J}_i) - \mathbf{H} \right] \cdot \vec{\omega}_1 + \sum_{i=2}^{11} \mathbf{I}_i \cdot \vec{\omega}_{i/1} + \sum_{i=2}^{11} m_i [\vec{\rho}_i \times \vec{\rho}'_i] - m \cdot \vec{R} \times \vec{R}' \quad 1.1.$$

$\vec{R}$  i  $\vec{\rho}$ ; su vektori položaja središta masa sustava te i-tog člana s obzirom na središte masa referentnog člana.  $\mathbf{I}_1$  i  $\mathbf{I}_i$ , su tenzori tromosti referentnog člana te i-tog člana s obzirom na vlastito središte masa.  $\vec{\omega}_1$  je kutna brzina referentnog člana, a  $\vec{\omega}_{i/1}$  relativna kutna brzina i-tog člana s obzirom na referentni.  $\vec{K}_S$  je vektor kinetičkog momenta sustava s obzirom na vlastito središte masa. Sa " ' " označen je operator deriviranja u neinercijskom koordinatnom sustavu vezanom za referentni član. Tenzori 2. reda  $\mathbf{J}_i$ ,  $\mathbf{H}$  dani su kako slijedi:

$$\mathbf{J}_i = m_i [(\vec{\rho}_i \cdot \vec{\rho}_i) \cdot \mathbf{U} - \vec{\rho}_i \cdot \vec{\rho}_i]$$

$$\mathbf{H} = m [(\vec{R} \cdot \vec{R}) \cdot \mathbf{U} - \vec{R} \cdot \vec{R}]$$

$\mathbf{U}$  je jedinični tenzor.

Razvojem jednadžbe (1.1) u skalarni oblik uz upotrebu koordinatnog sustava vezanog za referentni član te izražavanjem njegove apsolutne kutne brzine  $\vec{\omega}_1$  preko Eulerovih kutova, slijedi sustav triju nelinearnih

diferencijalnih jednadžbi 1. reda, kojima je opisana rotacija referentnog člana kinematičkog lanca tijekom gibanja. Na taj način jednadžba (1.1) postaje osnovom simulacijskog modela za proučavanje rotacijskog gibanja čovjekova tijela u gravitacijskom polju sile teže. Ulazne su veličine takvog modela antropomjere i inercijske značajke subjekta čije se gibanje simulira, ukupni kinetički moment tijela s obzirom na vlastito središte masa te veličine koje zavise o relativnom gibanju ostalih dijelova tijela s obzirom na referentni segment  $(\vec{\rho}_i(t), \vec{\rho}'_i(t), \vec{R}(t), \vec{R}'(t) \text{ i } \vec{\omega}_{i/1}(t))$

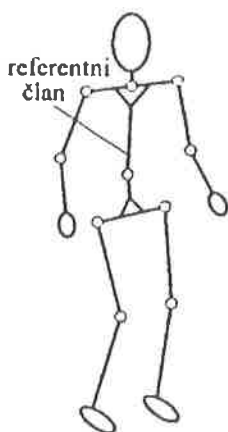
U praktičnoj primjeni simulacijskog modela temeljenog na jednadžbi (1.1) polazne bi se vrijednosti kinetičkog momenta tijela te funkcije koje zavise o relativnim gibanjima članova mogle odrediti izračunavanjem na temelju snimanja stvarnog gibanja. Variranjem tih funkcija od njihovih izmjerenih nominalnih vrijednosti te izračunavanjem odziva simulacijskog modela na takve varijacije, pružala bi se mogućnost praćenja utjecaja svake pojedine varijacije na orijentaciju referentnog člana kinematičkog lanca. Provedba bi takvog postupka zasigurno omogućavala stjecanje novih spoznaja u svezi optimiranja proučavanih gibanja športskih skokova. Točnost takvog simulacijskog modela u velikoj će mjeri zavisiti o uspješnosti konstrukcije biomehaničkog modela kao njegove podloge u smislu što točnijeg određivanja inercijskih značajki tijela ispitanika. Veće razlike između aproksimiranih i stvarnih vrijednosti pojedinih inercijskih značajki mogu rezultirati znatnom netočnošću modela, naročito pri simulaciji dužih vremenskih perioda gibanja (npr. nekoliko sekundi). Štoviše, sistematska greška uvedena u simulacijski model na takav način ne može se kasnijim postupcima ispraviti (odabirom manjeg koraka i sl.).

U ovom je radu opisana dinamička analiza gibanja čovjekova tijela u gravitacijskom polju sile teže. Svrha je takve analize ocjena točnosti simulacijskog postupka kojem bi odabrani biomehanički model bio podlogom. Provedbom takve analize može se ocijeniti prikladnost usvojenog biomehaničkog modela u simulacijske svrhe sličnog prostornog gibanja. Metoda se temelji na integraciji sustava diferencijalnih jednadžbi kojima je određena orijentacija referentnog segmenta (gornji dio trupa) tijekom perioda leta te usporedbi tih vrijednosti sa stvarnim stanjem utvrđenim mjerenjem. Kako se matematički model analize gibanja temelji na pretpostavci o krutosti pojedinih segmenata, tijelo se ispitanika modelira biomehaničkim modelom čije se simulacijske osobine žele ispitati. Budući da je izvedeni sustav diferencijalnih jednadžbi neodređen, dodatne kinematičke veličine potrebne za njegovu integraciju određuju se mjerenjem karakterističnih veličina snimanjem analiziranog gibanja. Snimanje je provedeno sustavom za biomehaničku analizu pokreta

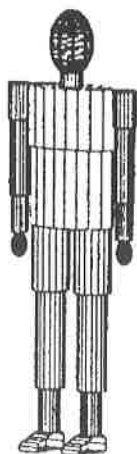
ELITE. Prostorno gibanje, odabrano kao podloga za opisanu analizu, nesunožni je skok preko prepreke.

## 2. Biomehanički model

Biomehanički se model sastoji od sustava 11 krutih tijela povezanih zglobovima. Kinematička shema takvog sustava prikazana je na slici 2.1.



Slika 2.1. Kinematička shema biomehaničkog modela

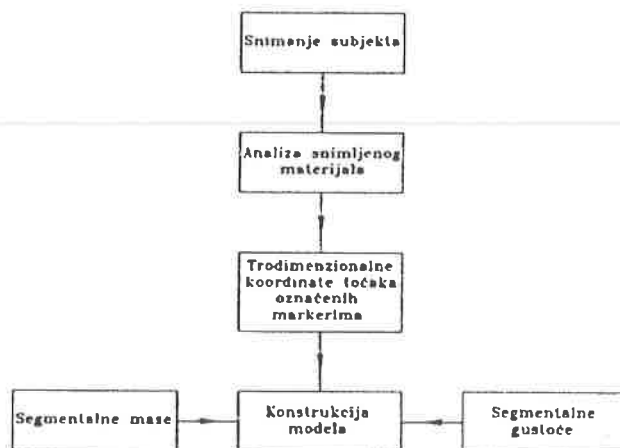


Slika 2.2. Biomehanički model modeliran pravilnim geometrijskim tijelima

Zglobovi lakta i koljena imaju jedan rotacijski stupanj slobode gibanja. Ostali zglobovi su sferni s tri stupnja slobode gibanja. Sustav krutih tijela s holonomnim vezama čija je kinematička shema prikazana slikom 2.1. složeni je kinematički lanac.

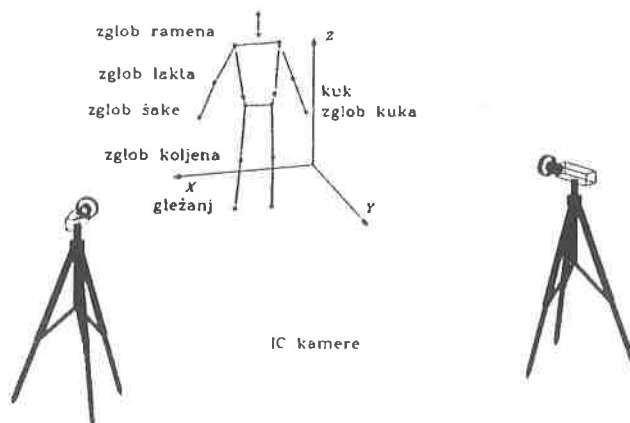
Ako se proučava njegova orijentacija u prostoru, sustav ima 25 stupnja slobode gibanja. 22 stupnja slobode proizlaze iz unutrašnje strukture kinematičkog lanca, dok se s daljnje 3 veličine (Eulerovi kutovi) opisuje orijentacija referentnog člana u odnosu prema

inercijskom koordinatnom sustavu. Inercijske značajke modela izračunate su modeliranjem pojedinih segmenata pravilnim geometrijskim tijelima (slika 2.2.) na temelju antropomjera izmjerenih izravno na subjektu čije će se gibanje simulirati. Postupak konstrukcije biomehaničkog modela prikazan je slikom 2.3.



Slika 2.3. Postupak tvorbe biomehaničkog modela

Pri konstrukciji modela dužine pojedinih segmenata smatrane su primarnim veličinama, dok su ostale mjere (promjeri valjaka, poluosi elipsi) izračunate uz poznavanje masa, gustoća te položaja središta masa pojedinih dijelova tijela<sup>1</sup>. Položaji središta masa određeni su prema vrijednostima *Donskog i Zacrorskog*<sup>7,8</sup>. Mjerenja antropomjera ispitanika izvršena su sustavom ELITE<sup>1</sup>. Postupak mjerenja ispitanika prikazan je na slici 2.4. Na slici se vide i položaji značajnih točaka tijela ispitanika, pomoću kojih su izračunate potrebne antropomjere. Značajne su točke označene markerima.



Slika 2.4. Snimanje ispitanika u svrhu izračunavanja antropomjera

Prilikom modeliranja težilo se što boljoj podudarnosti položaja središta masa segmenata i čitavog tijela sa

stvarnim stanjem. Slične modele razvili su *Hanavan*, *Hatze*<sup>9</sup>, *Passerello* i *Huston*<sup>4</sup>, *Yendonn*<sup>5</sup>, a u nas *Muftić* i *suradnici*<sup>7,8</sup>. Analizom prostornog gibanja čovjekova tijela, kojoj će opisani biomehanički model biti podlogom, utvrdit će se u kojoj je mjeri takav model pogodan za proučavanje pitanja orijentacije čovjekova tijela u naznačenim uvjetima.

### 3. Matematički model analize gibanja

Pri izvodenju jednadžbi koje će poslužiti pri analizi gibanja, polazi se od iste ishodišne činjenice kao i kod izvodenja jednadžbi simulacijskog modela, a to je nužnost nepromjenjivosti kinetičkog momenta tijela s obzirom na vlastito središte masa. Budući da su ulazne veličine simulacijskog modela kinematičke veličine izražene relativno s obzirom na referentni segment, a koje je mjerenjem teže utvrditi od njihovih apsolutnih vrijednosti, jednadžbe su gibanja analitičkog modela izvedene na način koji će dovesti do mogućnosti upotrebe njihovih apsolutnih vrijednosti za ulazne podatke. Kako je primjena i analitičkog i simulacijskog modela temeljena na istom biomehaničkom modelu, a dopunske se veličine potrebne za integraciju jednadžbi određuju na isti način mjerenjem (upotreba sistema ELITE za biomehaničku analizu pokreta), rezultati analize gibanja mogu poslužiti u svrhu ocjenjivanja točnosti simulacijskog modela.

Polazeći od izraza kojim je određen kinetički moment sustava krutih tijela s obzirom na vlastito središte masa može se pokazati<sup>1</sup> da je rotacijski dio gibanja njegovog referentnog člana određen skupom diferencijalnih jednadžbi prvog reda:

Numeričkom je integracijom navedenog sustava diferencijalnih jednadžbi moguće odrediti vremensku promjenu Eulerovih kutova

$\phi = \phi(t)$ ,  $\theta = \theta(t)$ ,  $\psi = \psi(t)$  orijentacije referentnog člana sustava krutih tijela tijekom faze leta promatranog skoka. Ulazna matrica sustava je

matrica komponenata  $[K_{I_x}(t) \ K_{I_y}(t) \ K_{I_z}(t)]^T$

vektora kinetičkog momenta referentnog člana koji se prema jednadžbi:

$$\vec{K}_1 = \vec{K}_S - \sum_{i=2}^{11} \vec{K}_i + \sum_{i=1}^{11} [\vec{r}_i \times m_i \cdot \vec{v}_i]$$

određuje za svaki korak integracije na temelju izmjerenih vrijednosti karakterističnih veličina<sup>1</sup>.  $\vec{K}_1$ ,  $\vec{K}_i$  su vektori kinetičkog momenta referentnog odnosno i-tog člana s obzirom na vlastito središte masa,  $\vec{r}_i$  vektor položaja središta masa i-tog člana s obzirom na središte masa sustava, a  $m_i \cdot \vec{v}_i$  njegova količina gibanja. Budući da se prema jednadžbi (3.2) ulazna matrica sustava (3.1) određuje na temelju kinetičkog momenta cijelog sustava, vrijednosti Eulerovih kutova izračunate integracijom zavise o inercijskim značajkama svih članova kinematičkog lanca. Na taj su način inercijske značajke svih segmenata biomehaničkog modela obuhvaćene analizom. Početni uvjeti integracije određeni su vrijednostima  $\phi(0)$ ,  $\theta(0)$ ,  $\psi(0)$  kojima je dana početna orijentacija gornjeg dijela trupa.

$$\begin{bmatrix} \dot{\phi}(t) \\ \dot{\theta}(t) \\ \dot{\psi}(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sin \psi(t) \sin \theta(t) & \cos \psi(t) & 0 \\ \sin \theta(t) \cos \psi(t) & -\sin \psi(t) & 0 \\ \cos \theta(t) & 0 & 1 \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} I_{x_1} & 0 & 0 \\ 0 & I_{y_1} & 0 \\ 0 & 0 & I_{z_1} \end{bmatrix}^{-1} [C_3(\psi(t))] [C_2(\theta(t))] [C_1(\phi(t))] \begin{bmatrix} K_{I_x}(t) \\ K_{I_y}(t) \\ K_{I_z}(t) \end{bmatrix} \quad 3.1.$$

–  $\phi, \theta, \psi$  ... Eulerovi kutovi orijentacije referentnog člana

–  $I_{x_1}, I_{y_1}, I_{z_1}$  ... glavni dinamički momenti inercije referentnog člana

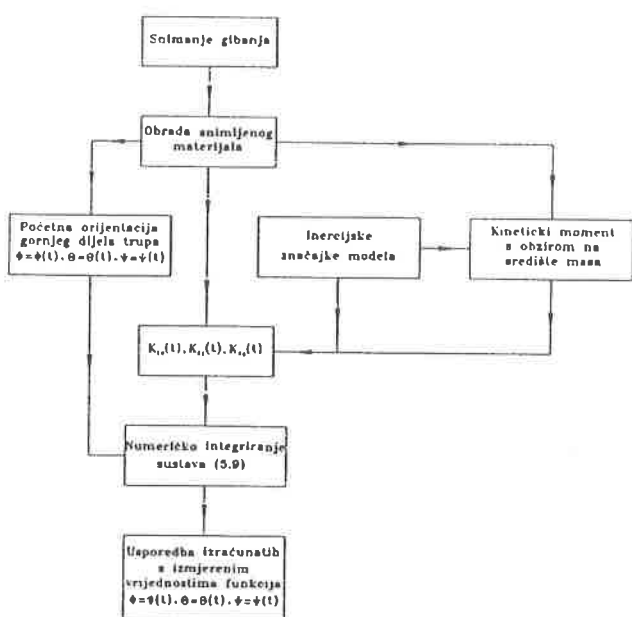
–  $K_{I_x}, K_{I_y}, K_{I_z}$  ... komponente kinetičkog momenta referentnog člana s obzirom na vlastito središte masa izražene u inercijskom koordinatnom sustavu

–  $[C_1(\phi)]$ ,  $[C_2(\theta)]$ ,  $[C_3(\psi)]$  .. matrice rotacije<sup>10</sup> iz inercijskog koordinatnog sustava u koordinatni sustav referentnog člana

#### 4. Postupak analize gibanja

Postupak provedbe analize gibanja prikazan je slikom (4.1). Integriranjem sustava (3.1), pri čemu se ulazna

matrica  $\begin{bmatrix} K_{1x}(t) & K_{1y}(t) & K_{1z}(t) \end{bmatrix}^T$  izračunava na temelju izmjerenih veličina snimljenog gibanja (položaji odnosno putanje značajnih točaka tijela, brzine središta masa segmenata), izračunavaju se funkcije promjena Eulerovih kutova orijentacije referentnog segmenta. Usporedbom izračunatih s izmjerenim vrijednostima moguće je ocijeniti u kojoj bi mjeri odziv simulacijskog modela temeljenog na usvojenom biomehaničkom modelu odstupao od stvarnog stanja.



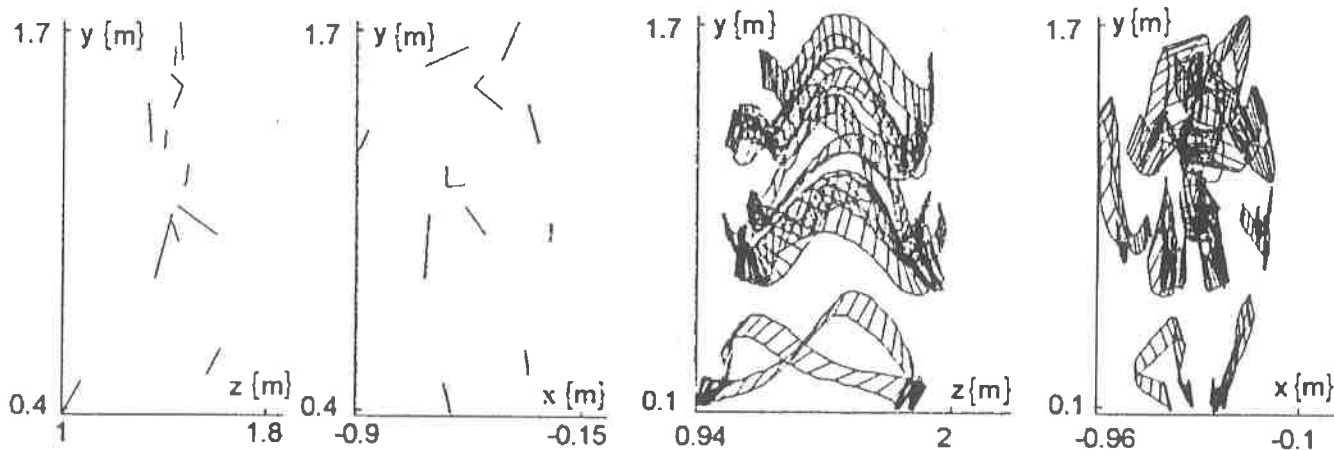
Slika 4.1. Postupak analize gibanja

Snimanje skoka ispitanika izvršeno je sustaveom ELITE za biomehaničku analizu pokreta. Upotrijebljene su dvije TV kamere CCD tipa. Kamere su preuređene za rad u infracrvenom području te sinkronizirane s infracrvenim fleševima montiranim na svakoj kameri. Frekvencija snimanja je 50 Hz. Postavljanjem pasivnih markera na značajne točke tijela (središta masa pojedinih segmenata, točke pomoću kojih se izračunava orijentacija segmenata), snimanjem te naknadnom obradom snimljenog materijala utvrđene su trajektorije koje točke tijekom gibanja opisuju. Trodimenzijske informacije omogućene su upotrebom dviju kamera. Nakon FFT analize te filtriranja signala radi odstranjivanja "šuma" mjerenja, deriviranjem izmjerenih veličina u frekvencijskom području izračunate su brzine označenih točaka.

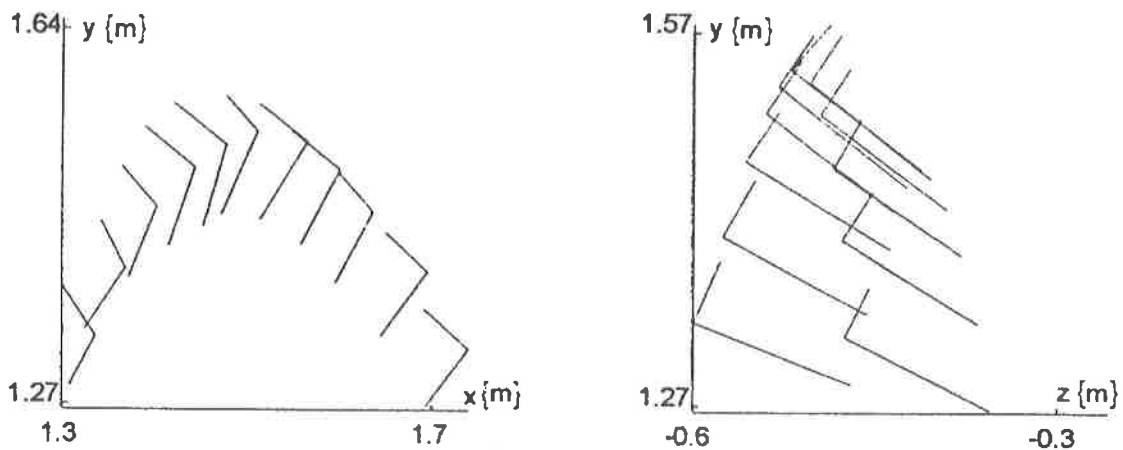
Karakteristične konfiguracije tijela te putanje značajnih točaka utvrđene mjerenjem prikazane su na slici 4.2.

Integracija sustava (3.1) izvršena je metodom Runge-Kutta 4. reda s konstantnim korakom  $\Delta t = 0.02$  s. Korak integracije određen je frekvencijom snimanja.

Vemenske promjene Eulerovih kutova  $\phi(t)$ ,  $\theta(t)$ ,  $\psi(t)$  orijentacije gornjeg dijela trupa s kojima se uspoređuju integrirane vrijednosti izračunate su na temelju izmjerenih veličina. Ti su položaji promatrani kao pokazatelji orijentacije referentne ravnine promatranog segmenta (slika 4.3.) Normala referentne ravnine usvojena je za jednu koordinatnu os sustava pomoću kojeg se opisuje njegova orijentacija dok je vertikalna os segmenta odabrana za drugu. Orijeentacija treće osi koordinatnog sustava segmenta izračunata je iz svojstva ortonormiranosti baznih vektora. Promjena orijentacije takvog koordinatnog sustava temelj je i za određivanje kutne brzine gornjeg dijela trupa, potrebne pri određivanju njegovog kinetičkog momenta.



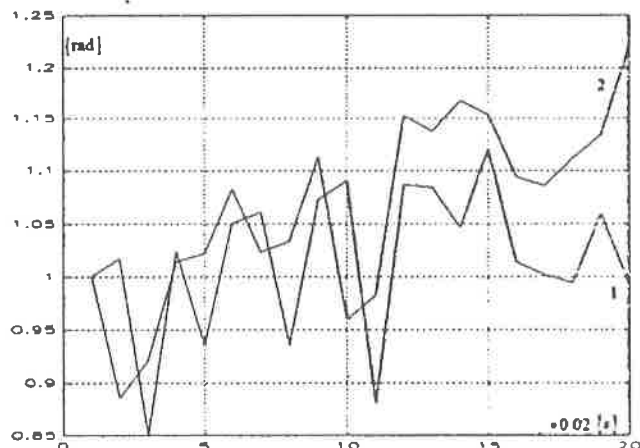
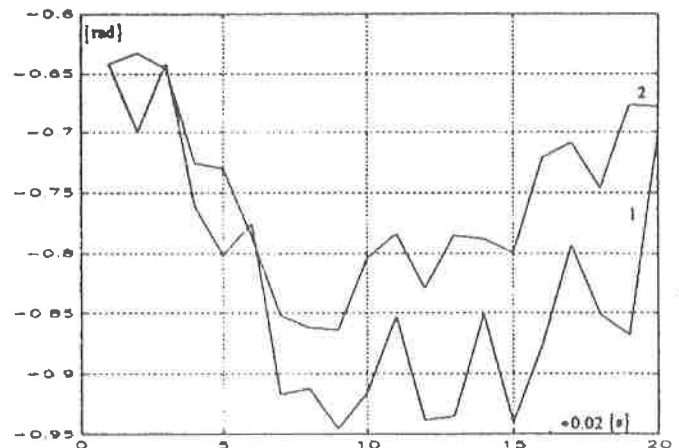
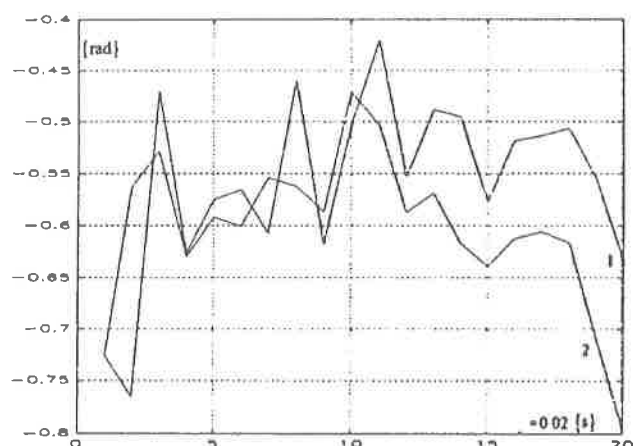
Slika 4.2. Karakteristična konfiguracija tijela te putanje značajnih točaka



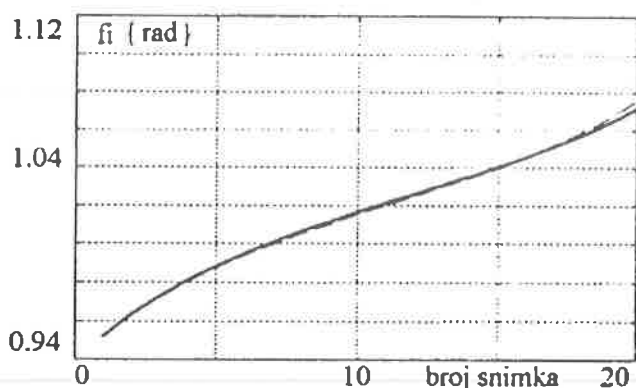
Slika 4.3. Orientacija referentne ravnine segmenta

## 5. Rezultati analize gibanja

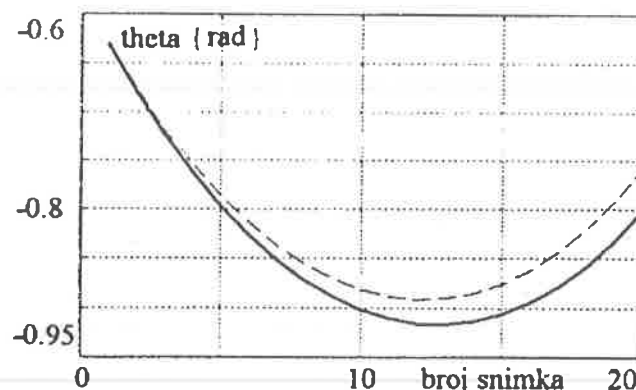
Kao konačni rezultat analize gibanja, vremenske promjene Eulerovih kutova orijentacije gornjeg dijela trupa  $\phi(t)$ ,  $\theta(t)$ ,  $\psi(t)$  određene integriranjem sustava diferencijalnih jednačbi (3.1), uspoređene su na slikama 5.1, 5.2 i 5.3 s izmjerenim vrijednostima. Krivuljom 1 prikazane su izmjerene vrijednosti dok krivulja 2 prikazuje vrijednosti izračunate integriranjem sustava diferencijalnih jednačbi.

Slika 5.1 Vremenska promjena Eulerovog kuta  $\phi$  određena mjerenjem i integriranjemSlika 5.2 Vremenska promjena Eulerovog kuta  $\theta$  određena mjerenjem i integriranjemSlika 5.3 Vremenska promjena Eulerovog kuta  $\psi$  određena mjerenjem i integriranjem

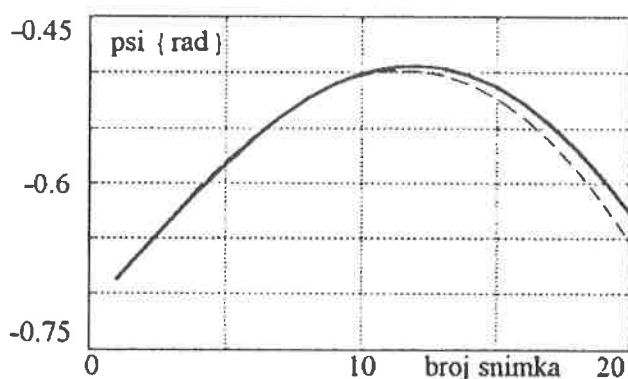
Diskontinuiteti vidljivi na slikama 5.1, 5.2, 5.3 posljedica su deformacija trupa te pogrešaka mjerenja (sistematske pogreške uslijed nesavršene kalibracije mjernog sustava, pogreške uslijed zaostalog "šuma" mjerenja itd.). Deformacije trupa u najvećoj mjeri narušavaju pretpostavku o krutosti pojedinih članova sustava i uzrok su diskontinuiranostima putanja karakterističnih točaka pomoću kojih je određena njegova orijentacija. Kako bi se utvrdile veličine pogrešaka nastalih uslijed deformacija gornjeg dijela trupa i zaostalog šuma mjerenja te bolje sagledala promjena orijentacije referentnog člana, putanje karakterističnih markera naknadno su nakon FFT analize i filtriranja u frekventijskom području aproksimirane polinomima metodom najmanjih kvadrata. Vremenske promjene Eulerovih kutova



Slika 5.4 Vremenska promjena Eulerovog kuta  $\phi$  (apksimirane putanje markera)



Slika 5.5 Vremenska promjena Eulerovog kuta  $\theta$  (apksimirane putanje markera)



Slika 5.6 Vremenska promjena Eulerovog kuta  $\psi$  (apksimirane putanje markera)

orijentacije gornjeg dijela trupa izračunate na temelju tako ugrađenih putanja karakterističnih markera prikazane su na slikama 5.4, 5.5, 5.6. Na istim su slikama prikazane i vrijednosti Eulerovih kutova izračunate integracijom sustava (3.1) pri kojoj ulazna

matrica  $[K_{I_x}(t) \ K_{I_y}(t) \ K_{I_z}(t)]^T$  nije određena pomoću jednadžbe (3.2), već su u tu svrhu korištene samo inercijske značajke gornjeg dijela trupa te njegova kutna brzina izračunata na temelju uglađenih putanja karakterističnih markera.

Na slikama 5.4, 5.5, 5.6 punom linijom prikazana je vremenska promjena Eulerovih kutova utvrđena mjerenjem, dok su isprekidanom linijom označene vrijednosti izračunate integriranjem sustava diferencijalnih jednadžbi. Eulerovi kutovi pri čijem su izračunavanju putanje karakterističnih markera aproksimirane polinomima metodom najmanjih kvadrata, kao i tok funkcija njihovih promjena dobro se podudaraju s funkcijama prikazanim na slikama 5.1, 5.2 i 5.3. Zbog neprekinutosti njihovog toka one bolje opisuju orijentaciju gornjeg dijela trupa od funkcija pri čijem izračunavanju putanje karakterističnih markera nisu aproksimirane.

## 6. Rasprava o rezultatima i zaključak

Na slikama 5.4, 5.5, 5.6 je vidljivo da Eulerovi kutovi orijentacije gornjeg dijela trupa određeni integriranjem na temelju njegovih inercijskih značajki aproksimiranih pripadnim segmentom usvojenog biomehaničkog modela izvrsno slijede izmjerene vrijednosti. Na temelju te izvrsne podudarnosti može se zaključiti da su inercijske značajke tog segmenta dobro aproksimirane. Kako je gornji dio trupa segment izrazito nehomogene gustoće očekuje se da, zbog teškoća aproksimacije njegovih inercijskih značajki, te vrijednosti najviše odstupaju od stvarnog stanja, može se pretpostaviti da i vrijednosti inercijskih značajki ostalih segmenata biomehaničkog modela dobro aproksimiraju inercijske karakteristike tijela ispitanika. Ta je pretpostavka potvrđena rezultatima prikazanim na slikama 5.1, 5.2, 5.3. Na tim je slikama vidljivo da funkcije vremenskih promjena Eulerovih kutova, određene integriranjem pri kojem je ulazna matrica kinetičkog momenta izračunata na temelju inercijskih značajki svih segmenata biomehaničkog modela, također dobro prate funkcije promjena pripadajućih izmjerenih veličina. Štoviše, grafovi funkcija prikazanih na slikama 5.1, 5.2, 5.3 i 5.4, 5.5, 5.6 u kvantitativnom se smislu izvrsno podudaraju što još jednom potvrđuje zaključak o dobroj aproksimaciji inercijskih značajki dijelova tijela ispitanika konstruiranim biomehaničkim modelom.

Na temelju svega do sada iznesenog može se zaključiti da bi se simulacijski model rotacijskog dijela gibanja čovjekova tijela u naznačenim uvjetima, temeljen na analiziranom biomehaničkom modelu, mogao s dobrom točnošću koristiti pri proučavanju sličnih gibanja. Pretpostavkama o homogenoj gustoći pojedinih segmenata, usvojenim pri konstrukciji predloženog biomehaničkog modela, ne unose se sistematske pogreške koje bi narušile mogućnost primjene takvog modela u simulacijske svrhe.

Metoda dinamičke analize prostornog gibanja čovjekova tijela, opisana u ovom radu, pokazala se kao vrlo



primjenjiva u opisane svrhe. Njenom se provedbom stječu dodatne spoznaje o kvaliteti usvojenog modela te se na taj način omogućava uspješniji pristup optimiranju proučavanih gibanja.

## Literatura

1. Terze, Z. (1994). *Određivanje promjena dinamičkih značajki prostornog modela čovjeka u složenom pokretu*. Magistarski rad. Zagreb: Fakultet strojarstva i brodogradnje.
2. Dapena, J. (1981). Simulation of modified human airborne movements. *Journal of Biomechanics*, 14: 8189.
3. Huston, R. L., C. E. Passerello (1971). On the dynamics of human body model. *Journal of Biomechanics* 4: 369-378.
4. Passerello, C. E., R. L. Huston (1971). Human attitude control. *Journal of Biomechanics*, 4: 95-102.
5. Yeadon, M. R. (1990). The simulation of aerial movement. A computer simulation model. *Journal of Biomechanics*, 23 : 67-74.
6. Roberson, R. E. (1958). Torques on a satellite vehicle from internal moving parts. *Journal of Applied Mechanics*, 25: 196-200.
7. Muftić, O., J. Labar (1989). Sažeta formulacija dinamičkih antropomjera. *Strojarstvo*, 207-204.
8. Muftić O., Božić, Ž., Terze, Z., Jurum I., Bjelovučić, S. (1992). *Utvrđivanje dinamičkih momenata tromosti u sjedećih osoba naše populacije*. U: Zbornik radova FSB, 53-60.
9. Hatze, H. (1981). A comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of the long jump. *Journal of Biomechanics*, 14: 135-142.
10. Souza, A. F. D., Garg, V. K. (1984). *Advanced dynamics*, Prentice-Hall