

DINAMIKA NORMALNOG HODA ČOVEKA

Dragan Dejković, Centar za Multidisciplinarnе studije Univerziteta u Beogradu
Bojan Radojević, Milosav Zlatić, Specijalna hirurško-otopedska bolnica Banjica u Beogradu
Ratomir Agatonović, University of Waterloo, Ontario, Canada

KRATAK SADRŽAJ

Projektovanje endoprotetskih sistema-endoproteza kao i velikog broja raznovrsnih ortopedskih implantata, zahteva definisanje funkcije raspodele opterećenja koštanog sistema (skeleta) pri mirovanju, a posebno pri kretanju čoveka.

Statičko opterećenje u stanju mirovanja i u određenim fazama hoda čoveka zavisi od sile težine tela, kao aktivne sile i sile mišića, kao reaktivne sile. Međutim, kretanje tela uzrokuje pojavu inercijalnih sila, što zahteva analizu dinamike hoda čoveka i uključivanje inercijalnih sila u definisanje opterećenja koštanog sistema čoveka.

U ovom radu delovanje sile inercije tela čoveka svedeno je na centar gravitacije tela S_1 , a analiza vršena u Dekartovom koordinatnom prostoru pri čemu je njihov intenzitet određen u funkciji faza hoda po Fischer-u.

I UVOD

Proučavanje opterećenja lokomotornog aparata u daljoj prošlosti nije imalo nekog naročitog značaja, osim u slučajevima analiza uzroka deformiteta udova, njegove eliminacije i izbora korektivnih metoda.

Frakture kostiju, posebno onih koje učestvuju u procesu kretanja tela čoveka zahtevale su detaljnija proučavanja karaktera sila u kostima i zglobovima lokomotornog sistema.

Istraživanja u pravcu iznalaženja biomaterijala za izradu implantata dala su za rezultat kvalitete materijale u pogledu njihovih fizičko-hemijskih osobina, toksičnosti, sinteze sa biološkim materijalom i postojanosti osobina tokom vremena, čime su materijali stekli karakteristike veoma dobre biokompatibilnosti sa organizmom čoveka i visok stepen pouzdanosti. Time su stvoreni preduslovi za primenu ovih materijala za izradu raznovrsnih implantata, a to zahteva detaljnija biomehanička istraživanja skeletnog sistema čoveka radi izračunavanja opterećenja i dimenzionisanja implantata.

Projektovanje endoprotetskih sistema, koji su najpre bili jednostavnog oblika, od lošeg materijala i slabe uspešnosti, a kasnije sve boljeg kvaliteta i visoke pouzdanosti, zahteva detaljno proučavanje svih mogućih sila koje se javljaju na mestu oštećenog koštanog tkiva i njegove zamene adekvatnim implantatom.

2. OPTEREĆENJE TELA ČOVEKA

Određivanje unutrašnjih sila u zglobovima ili kostima lokomotornog aparata čoveka u direktnoj zavisnosti je od intenziteta, karaktera i dinamike spoljnih sila koje deluju na telo čoveka.

Te spoljne sile su pre svega težina tela (Q) koja deluje iz centra gravitacije tela^[1] i inercijalna sila koja zavisno

od faze hoda menja pravac, smer i intenzitet dejstva^[2].

Obzirom da ovaj rad obuhvata analizu sila čitavog tela, znači ukupnih sila, analiza komponentnih sila koje se odnose na delove tela (udovi, glava, trup) neće se vršiti.

Statičko proučavanje normalnog hoda čoveka podrazumeva određivanje sile težine tela u funkciji faze hoda čoveka:

$$Q = f(i) \quad (1)$$

Međutim, kretanje tela čoveka, iako na prvi pogled izgleda ravnomerno (bez ubrzanja i usporenja), ono je zapravo vrlo neravnomerno. Sliku ravnomernosti hoda stvara harmonično i sinhronizovano kretanje delova tela čoveka.

Neravnomernost kretanja nekog tela direktna je posledica prisustva ubrzanja (pozitivnog ili negativnog). Svako ubrzanje određene mase uzrokuje odgovarajuća sile inercije.

Prema tome, dinamička analiza hoda čoveka mora da obuhvati, pored težine tela čoveka i dejstvo inercijalnih sila koje nastaju pri kretanju tela čoveka. Inercijalne sile koje se javljaju pri kretanju-hodu čoveka direktna su posledica uzajamnog dejstva težine tela i aktivnosti određenih mišićnih grupa, odnosno mišićnih sila.

Inercijalne sile u ovom slučaju imaju zadatak uspostavljanja dinamički stabilnog ravnotežnog stanja tela čoveka koje se u određenim fazama hoda može statički posmatrati kao izrazito nestabilno (labilno) ravnotežno stanje.^[3]

Proučavanje dinamike normalnog hoda čoveka biće obavljeno u Dekartovom koordinatnom prostoru. Tako što će X-osa biti usmerena u pravcu hoda čoveka, Y-osa poprečno na pravac hoda, a Z-osa u vertikalnom pravcu.

3. VRSTE KRETANJA PRI HODU ČOVEKA

-Bipedalno kretanje

U slučaju bipedalnog kretanja tela, kada se obavlja transfer sile težine sa jedne noge na drugu, javlja se kratkotrajni zastoj kretanja tela u Z i X pravcu, a znatno pomeranje u Y pravcu. To je praćeno pojavom inercijalne sile koja u poprečnom pravcu u odnosu na pravac hoda čoveka dodatno opterećuje elemente lokomotornog aparata koji učestvuju u kretanju tela.

-Monopedalno kretanje

Kod monopedalnog oslonca imamo izrazito kretanje tela u X pravcu, a značajno u Y i Z pravcu, što se manifestuje odgovarajućim inercijalnim silama u tim ravnima.

U trenutku odvajanja noge od podloge, dolazi do njenog oslobađanja od težine tela i imamo pojavu efekta "odgurivanja" tela prstima te noge od tla. U tom momentu celokupno opterećenje kao posledicu delovanja sile težine tela

uzima druga (oslonca ili noseća) noga i ona tada obezbeđuje kretanje tela.

Na kraju monopodalnog kretanja, do tada slobodna noga ponovo preuzima opterećenje nastalo od sile težine tela i funkciju hoda čoveka. Ukoliko se to ne bi dogodilo došlo bi do gubitka stabilne ravnoteže i pada tela!¹⁴

5. ODREĐIVANJE INERCIJALNE SILE PRI NORMALNOM HODU ČOVEKA

METODOLOGIJA

I Kinematika definiše brzinu kretanja tela kao prvi izvod Dekartove koordinate po vremenu:

$$V_{\omega_i} = \frac{d\omega_i}{dt} = \dot{\omega}_i \quad \omega = x, y, z \quad i=1 \dots n \quad (2)$$

rezultujuću brzinu:

$$V_i = \sqrt{V_{x_i}^2 + V_{y_i}^2 + V_{z_i}^2} \quad i=1 \dots n \quad (3)$$

II Ubrzanje se u kinematici definiše kao drugi izvod Dekartove koordinate po vremenu:

$$a_{\omega_i} = \frac{d^2\omega_i}{dt^2} = \ddot{\omega}_i \quad \omega = x, y, z \quad i=1 \dots n \quad (4)$$

rezultujuće ubrzanje:

$$a_i = \sqrt{a_{x_i}^2 + a_{y_i}^2 + a_{z_i}^2} \quad i=1 \dots n \quad (5)$$

III Prvi Njutnov zakon definiše silu kao proizvod mase i ubrzanja tela:

$$F_{\omega_i} = m a_{\omega_i} = m \frac{d^2\omega_i}{dt^2} = m \ddot{\omega}_i \quad \omega = x, y, z \quad i=1 \dots n \quad (6)$$

a rezultujuću silu:

$$F_i = \sqrt{F_{x_i}^2 + F_{y_i}^2 + F_{z_i}^2} = m a_i \quad i=1 \dots n \quad (7)$$

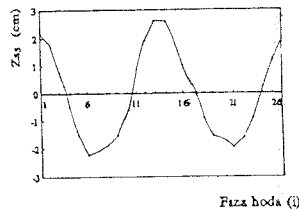
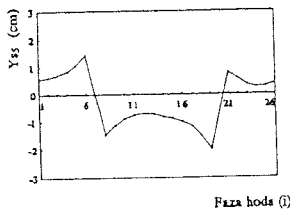
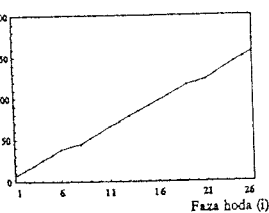
IV Pravac rezultujuće sile određuje se iz sledećeg izraza:

$$\xi = \arctan \frac{|F_{\omega_i}|}{|F_i|} \quad \xi = \alpha, \beta, \gamma \quad \omega = x, y, z \quad i=1 \dots n \quad (8)$$

Gde su α , β i γ uglovi koje inercijalna sila zahvata sa Dekartovim koordinatnim osama, odnosno orijentacija inercijalne sile u Dekartovom koordinatnom prostoru.

REALIZACIJA

Kao osnova ovog istraživanja poslužili su rezultati analize normalnog hoda čoveka (Fridrich Pauwels) koji sadrže koordinate položaja centra gravitacije tela čoveka S_3 u Dekartovom koordinatnom prostoru za 26 faza normalnog hoda čoveka po Fischer-u¹¹.



Slika 1. Promene položaja centra gravitacije S_3 u Dekartovim koordinatnom sistemu

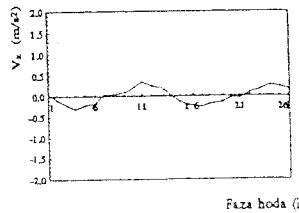
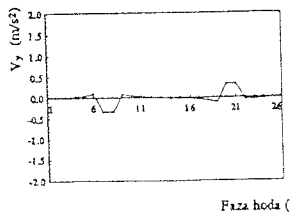
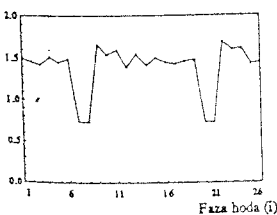
Ako se usvoje pretpostavke da brzina kretanja čoveka iznosi $V=5 \text{ km/h}$ i da svaka od 26 faza hoda traje isto vreme, dobijamo da prosečno vreme trajanja svake faze hoda iznosi:

$$\Delta t = \frac{2L}{V_f} = 4,34 \cdot 10^{-2} \text{ s} = 43,4 \text{ ms} \quad (9)$$

Intenzitete komponentnih brzina možemo dobiti iz sledećih obrazaca:

$$|\dot{V}_{\omega_i}| = \frac{\omega_i - \omega_{i-1}}{\Delta t} = \frac{\Delta \omega_i}{\Delta t} \quad \omega = x, y, z \quad i=1 \dots n \quad (10)$$

što se grafički može predstaviti na sledeći način:



Slika 2. Komponentne brzine centra gravitacije tela S_3

A intenzitet ukupne brzine u određenoj fazi hoda [8] Fischer-u dobijamo iz obrasca:

$$|V_i| = \sqrt{V_{x_i}^2 + V_{y_i}^2 + V_{z_i}^2} \quad i=1 \dots n \quad (11)$$

odnosno:

$$|V_i| = \frac{1}{\Delta t} \sqrt{\Delta x_i^2 + \Delta y_i^2 + \Delta z_i^2} \quad i=1 \dots n \quad (12)$$

Orijentacija vektora brzine u Dekartovom prostoru za određenu fazu hoda se dobija iz obrazaca:

$$\xi_{V_i} = \arctan \frac{|V_{\omega_i}|}{|V_i|} \quad \xi = \alpha, \beta, \gamma \quad i=1 \dots n \quad (13)$$

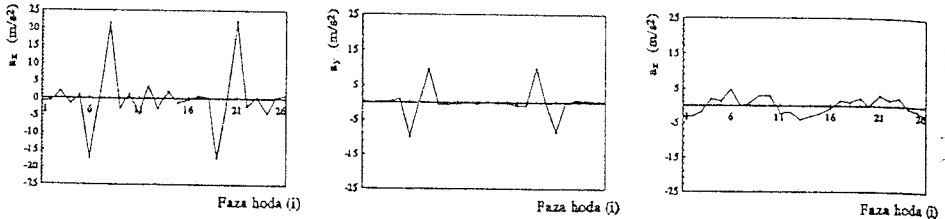
Obzirom da se ubrzanje definiše kao priraštaj brzine u jedinici vremena, komponentna ubrzanja centra gravitacije tela za faze hoda po Fischer-u u Dekartovom koordinatnom prostoru mogu se odrediti na sledeći način:

$$|\vec{a}_{\omega_i}| = \frac{V_{\omega_i} - V_{\omega_{i-1}}}{\Delta t} \quad \omega = x, y, z \quad i=1 \dots n \quad (14)$$

odnosno:

$$|\vec{a}_{\omega_i}| = \frac{\omega_i - \omega_{i-1}}{\Delta t^2} = \frac{\Delta \omega_i}{\Delta t^2} \quad \omega = x, y, z \quad i=1 \dots n \quad (15)$$

Što se grafički može predstaviti:



Slika 3. Promene intenziteta ubrzanja

Intenzitet ukupnog ubrzanja za određenu fazu hoda je:

$$|\vec{a}_i| = \sqrt{a_{x_i}^2 + a_{y_i}^2 + a_{z_i}^2} \quad i=1 \dots n \quad (16)$$

odnosno:

$$|\vec{a}_i| = \frac{1}{\Delta t^2} \sqrt{\Delta x_i^2 + \Delta y_i^2 + \Delta z_i^2} \quad i=1 \dots n \quad (17)$$

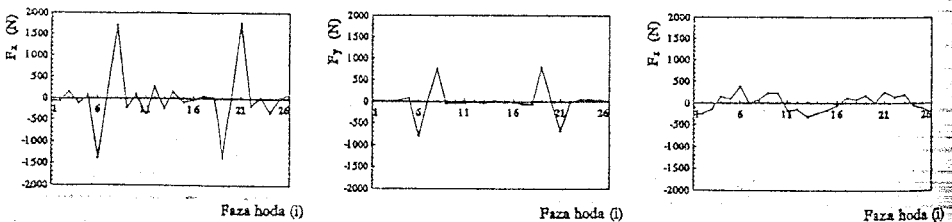
Položaj vektora ubrzanja u Dekartovom prostoru za svaku fazu hoda se određuje na osnovu obrasca:

$$\xi_{a_i} = \arctan \frac{|\vec{a}_{\omega_i}|}{|\vec{a}_i|} \quad \xi = \alpha, \beta, \gamma \quad \omega = x, y, z \quad i=1 \dots n \quad (18)$$

Kada znamo promenu komponentnih i ukupnog ubrzanja centra gravitacije tela čoveka uz pretpostavku da je masa tela čoveka $m=80\text{kg}$, a na osnovu Njutnovog zakona možemo dobiti intenzitet komponentnih inercijalnih sila:

$$|\vec{F}_{\omega_i}| = m a_{\omega_i} = m \frac{\Delta \omega_i}{\Delta t^2} \quad \omega = x, y, z \quad i=1 \dots n \quad (19)$$

Rezultati se grafički mogu predstaviti:

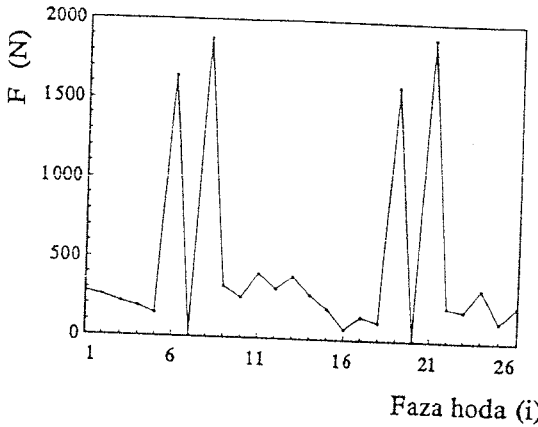


Slika 4. Promene intenziteta komponenti inercijalne sile

odnosno ukupnu silu inercije:

$$|\vec{F}_i| = \sqrt{F_{x_i}^2 + F_{y_i}^2 + F_{z_i}^2} = m |\vec{a}_i| \quad i=1 \dots n \quad (20)$$

Dobijeni rezultati se grafički mogu predstaviti na sledeći način:



Slika 5. Promena ukupne inercijalne sile za vreme normalnog hoda čoveka

Položaj vektora sile inercije u Dekartovom prostoru za svaku fazu hoda se određuje na osnovu obrasca:

$$\xi_{F_i} = \arctan \frac{|F_{iy}|}{|F_i|} \quad \begin{matrix} \xi = \alpha, \beta, \gamma \\ \omega = x, y, z \\ i = 1, \dots, n \end{matrix} \quad (21)$$

5. DISKUSIJA

Ovim istraživanjem dobijene su neočekivano velike inercijalne sile. Metodologija rada u praksi je višestruko proverena i dokazana, ali preciznost podataka o položaju centra gravitacije tela u koordinatnom prostoru može biti nedovoljna, to uz postavljenu pretpostavku da sve faze normalnog hoda čoveka jednako traju, moguće da dobijene rezultate čini nedovoljno preciznim. Međutim, jedan kvalitetniji snimak normalnog hoda čoveka sa određivanjem položaja centra gravitacije tela S_i u Dekartovom koordinatnom prostoru, a u funkciji vremena, dao bi precizne rezultate i veličine inercijalnih sila pri normalnom hodu čoveka.

Ono što nesumnjivo stoji je da inercijalne sile pri kretanju tela čoveka postoje i značajno opterećuju skeletni sistem čoveka, a da zajedno sa silom težine tela i mišićnim silama stvaraju dinamički ravnotežno stanje i omogućuju sinhronizovano i harmonično kretanje tela koje nazivamo hodom čoveka.

6. ZAKLJUČAK

Postojanje inercijalnih sila značajnih po intenzitetu i vrlo promenljivog karaktera, pri normalnom hodu čoveka, je očigledno. Njihova izrazita dinamičnost sa takode značajnim promenama sile težine tela kao spoljašnjih sila i mišićnih sila kao unutrašnjih, mora se uzeti u obzir pri biomehaničkoj analizi i određivanju funkcije raspodele opterećenja skeletnog sistema čoveka. To predstavlja osnovu procesa projektovanja endoprotetskih sistema zglobova, spoljnih fiksatora ili raznih vrsta unutrašnjih fiksatora u ortopedskoj i hirurjskoj lokomotornog sistema.

LITERATURA:

[1] F. Pauwels, Biomechanics of the Lokomotor Apparatus, Springer, Berlin-Heidelberg-New York, 1980;

[2] D. Dejković, P. Pejnović, R. Agatonović, "Inercijalne sile pri normalnom hodu čoveka", 11-ti Kongres udruženja ortopeda i traumatologa Jugoslavije sa međunarodnim učešćem, Niš, 5-8. Oktobar, 1994, Zbornik rezimea, p.195.;

[3] M. Zlatić, B. Radojević, Degenerativna oboljenja kuka-hirurško lečenje, Zavod za stručno usavršavanje i izdavačku delatnost, Beograd, 1989;

[4] D. Dejković, Analiza pouzdanosti proteze veštačkog kuka, magistarska teza, Centar za multidisciplinarnu studije, Univerzitet u Beogradu, Beograd, 1992.;

ABSTRACT:

In this paper we studied dependence of body inertia force on 26 phase of normal human gait (O. Fischer), on the base of position of body gravitation center S_i in Decart coordinate system, after F. Pauwels.

Definition of body inertia force change function during normal human gait enables analysis of normal human gait dynamics, as well as determination of forces in joints and bones of human locomotion system.

This enables definition of tension state in orthopaedic implants (endoprothetic of hip, knee, ankle etc).

DYNAMICS OF THE NORMAL HUMAN GAIT

Dragan Dejković, Bojan Radojević, Milosav Zlatić, Ratomir Agatonović