

J. Kamenar, D. Ćurko, T. Jurčević Lulić, J. Leder Horina*

UTVRĐIVANJE PARAMETARA ZA KONSTRUIRANJE REHABILITACIJSKOG UREĐAJA ZA PACIJENTE S PAREZOM PRSTIJU ŠAKE

UDK 616.717.9:616.8-009.11|615.8

PRIMLJENO: 7.11.2019.

PRIHVAĆENO: 2.3.2020.

Ovo djelo je dano na korištenje pod Creative Commons Attribution 4.0 International License



SAŽETAK: Zbog različitih bolesti i ozljeda šake, potrebno je provesti rehabilitaciju s ciljem postizanja pokretljivosti, koordinacije i povratka funkcije šake. Pri rehabilitaciji pacijenata s parezom šake, koja je posljedica moždanog udara, postupak najčešće obuhvaća fleksijsko i ekstenzijsko gibanje prstiju šake, a terapiju je moguće provoditi pomoću rehabilitacijskih uređaja. Kod fleksije i ekstenzije prstiju šake javljaju se momenti u zglobovima koji predstavljaju pokazatelje aktivnosti pojedinih mišića. Poznavanje potrebnih momenata i sila bitno je za konstruiranje rehabilitacijskog uređaja. Prilikom konstruiranja rehabilitacijskih uređaja moguće je u ranoj fazi, pomoću računalnog modela, analizirati karakteristike uređaja i učinkovitost međudjelovanja uređaja i dijela tijela za koji treba provesti rehabilitaciju. Cilj istraživanja bio je razviti biomehanički model ljudske šake koji opisuje fleksijsko i ekstenzijsko gibanje i ponašanje šake kod međudjelovanja s rehabilitacijskim uređajem te omogućuje analizu karakteristika uređaja za rehabilitaciju u ranoj fazi konstruiranja. Potrebni kinematički podaci utvrđeni su mjerenjem u biomehaničkom laboratoriju. Pomoću razvijenog matematičkog modela moguće je odrediti sile i momente u zglobovima, a time i procijeniti aktivnosti pojedinih mišića. Ovo, na temelju željene mišićne aktivnosti, omogućuje određivanje parametra potrebnog opterećenja koje treba osigurati uređaj u ranoj fazi konstruiranja rehabilitacijskog uređaja.

Gljučne riječi: pareza prstiju šake, rehabilitacijski uređaj, biomehanika šake, biomehanički model, parametri za konstruiranje

UVOD

Ljudska šaka je složeni biomehanički sustav koji se sastoji od tetiva, mišića, ligamenata, kostiju, zglobova, živaca i krvnih žila. Pomoću šake obavljaju se različite funkcije neophodne u svakodnevnom životu (*Kyung-Sun, Myung-Chul, 2015.*). U slučaju ozljede ili pareze šake nakon moždanog udara, spazam je obično dominantan u fleksorima i može uzrokovati dovođenje šake i prstiju u položaj izrazite fleksije te je potrebno provesti rehabilitaciju, često pomoću

uređaja konstruiranih posebno za tu svrhu. Kod fleksijskog spazma prstiju šake provode se vježbe pasivnog raspona pokreta. Učestala istežanja mogu pomoći u smanjenju tonusa. Kod rehabilitacije pacijenata s parezom prstiju šake, koja je posljedica moždanog udara, koriste se uređaji koji omogućuju fleksiju i ekstenziju prstiju šake (*Musiolik, 2008.*).

Momenti u zglobovima su pokazatelji aktivnosti pojedinih mišića (*Freivalds, 2004.*). Pri konstruiranju rehabilitacijskih uređaja važno je poznavati sile i momente u zglobovima šake, što omogućuje u ranoj fazi konstruiranja, pomoću računalnog modela, analizu značajki uređaja i učinkovitosti međudjelovanja uređaja i dijela tijela za koji se provodi rehabilitacija.

*Jelena Kamenar, mag. ing. mech., (jelena.kamenar@gmail.com), Prostorija d.o.o., Pustodol Začretski 19G, 49223 Sv. Križ Začretje, Daria Ćurko, mag. ing. mech., dr. sc. Tanja Jurčević Lulić, dr. sc. Jasna Leder Horina, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Ivana Lučića 5, 10000 Zagreb.

Razvijeni su različiti biomehantički modeli šake za analizu unutarnjeg opterećenja, odnosno opterećenja tetiva, mišića i kostiju kod djelovanja vanjskog opterećenja (*Seng Fok, Meng Chou, 2010.*) koji imaju prednosti i nedostatke s obzirom na način mjerenja i složenost.

Ljudska šaka ima 27 kostiju koje su podijeljene u tri skupine: kosti pešća ili karpalne, kosti zapešća ili metakarpalne te članci prstiju ili falange. Svaki prst ima četiri zglobova, od proksimalnog prema distalnom: CMC (karpometakarpalni zglob), MCP (metakarpofalangealni zglob), PIP (proksimalno – interfalangealni zglob), DIP (distalno – interfalangealni zglob); (*Freivalds, 2004.*). Pokreti u šaci mogu se podijeliti na tri razine: pokreti u zglobovima između kostiju pešća i zapešća (to su minimalni pokreti osim u zglobovima palca), u zglobovima između zapešća i članaka prstiju te u zglobovima između članaka prstiju. Potrebno je razlikovati fleksiju (savijanje), ekstenziju (ispružanje), adukciju, abdukciju te kružno kretanje ili rotacije prve metakarpalne kosti. Fleksija je najizraženiji pokret.

Zglobovi prstiju ruke obavijeni su i učvršćeni ligamentima. Na članke prstiju vežu se tetive opružaća i tetive pregibača prstiju koje su odgovorne za ispružanje, odnosno savijanje prstiju. Sustav ligamenata određuju opseg pokreta u zglobovima, ali i smjer i položaj tetiva uz kosti.

Mišići koji pokreću prste mogu se podijeliti na vanjske i unutarnje (*Freivalds, 2004.*). Vanjski mišići su dugi fleksori (savijači) i ekstenzori (opružaći), a nazivaju se vanjski jer se mišićno tijelo nalazi na podlaktici. Prsti imaju dva duga fleksora koji se nalaze na donjoj strani podlaktice. Opružaći se nalaze na stražnjoj strani podlaktice.

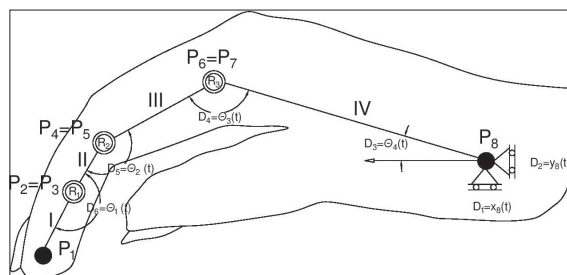
Određivanje antropometrijskih podataka šake i opsega pokreta u zglobovima predstavlja temelj za provođenje biomehantičkih analiza. Za mjerenje kinematičkih varijabli, poput trajektorija karakterističnih točaka i kuteva između segmenata, te za određivanje brzine i ubrzanja, koriste se sustavi za analize prostornih gibanja (*Kamenar et al., 2018.*).

Cilj ovog istraživanja je razviti matematički model ljudske šake koji opisuju fleksijsko i eksten-

zijsko gibanje šake te ponašanje šake u interakciji s rehabilitacijskim uređajem. Koristeći dinamiku sustava više tijela (*multibody dynamics*), predloženi model trebao bi omogućiti analizu sila u zglobovima i momenata koje stvaraju mišići tijekom pokreta, a koji su potrebni za konstruiranje budućeg uređaja za rehabilitaciju pacijenata s paralizom prstiju.

METODE

Budući rehabilitacijski uređaj treba osigurati fleksijsko i ekstenzijsko gibanje prstiju šake, pri čemu uređaj djeluje na prste koji su kruto spojeni, a šaka je lateralnim dijelom oslonjena na podlogu, pa je dovoljno napraviti 2D matematički model jer su gibanja u trećoj ravnini zanemariva. Problem je postavljen kao inverzni dinamički problem kojim se određuju sile i momenti za sustav kojemu je poznato gibanje, a koristi se ravninski model sustava više tijela s prirodnim koordinatama. Model ne uključuje gravitacijsku silu jer ona djeluje okomito na promatranu ravninu. Veza s rehabilitacijskim uređajem predstavljena je silom kojom rehabilitacijski uređaj djeluje na prste. Model je prikazan na slici 1 (*Kamenar, 2016.*).



Slika 1. Biomehantički ravninski model šake koji ima 6 stupnjeva slobode gibanja (D1-D6)

Figure 1. Biomechanical plane model of the hand with 6 degrees of movement (D1-D6)

Kao što se vidi na slici 1, model je opisan pomoću četiri kruta tijela (metakarpalnih kostiju - IV, proksimalne - III, srednje - II te distalne - I falange) koja su povezana pomoću tri okretna zglobova (R1-R3). Uzimajući u obzir da su svakom tijelu potrebne dvije točke kako bi ono bilo u potpunosti definirano te da se okretni zglobovi također uzimaju kao dvije nezavisne točke, tada je model

opisan pomoću ukupno osam točaka (P1-P8), tj. 16 prirodnih koordinata, koje čine vektor (*Kamenar, 2016.*):

$$\mathbf{q} = \{x_1, y_2, x_2, y_2, x_3, y_3, x_4, y_4, x_5, y_5, x_6, y_6, x_7, y_7, x_8, y_8\}^T \quad [1]$$

Model ima šest stupnjeva slobode gibanja: dva translacijska i jedno rotacijsko gibanje u zglobu i tri rotacijska gibanja u zglobovima prsta. Iz spomenutog slijedi da je broj kinematičkih ograničenja potrebnih za izražavanje međuovisnosti prirodnih koordinata jednak razlici broja prirodnih koordinata i broja stupnjeva slobode. Kinematička ograničenja uključuju ona ograničenja krutog tijela koja nastoje očuvati konstantnu duljinu krutih tijela označenih rimskim brojevima od I do IV, kinematička ograničenja okretnih zglobova te kinematička ograničenja kinematičkih pokretača kojima se u potpunosti opisuje gibanje sustava tijekom kinematičke i dinamičke analize. Kinematička ograničenja obuhvaćena su u vektor 2:

$$\Phi(\mathbf{q}, t) = \left\{ \begin{array}{l} (x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 - L_{12}^2 \\ (x_4 - x_3)^2 + (y_4 - y_3)^2 - L_{34}^2 \\ (x_6 - x_5)^2 + (y_6 - y_5)^2 - L_{56}^2 \\ (x_8 - x_7)^2 + (y_8 - y_7)^2 - L_{78}^2 \\ x_3 - x_2 \\ y_3 - y_2 \\ x_5 - x_4 \\ y_3 - y_2 \\ x_7 - x_6 \\ y_7 - y_6 \\ x_8 - x_8^*(t) \\ y_8 - y_8^*(t) \\ - (y_7 - y_8) - L_{78} \cdot \sin\theta_4(t) \\ - (y_8 - y_7) \cdot (x_5 - x_6) + (x_8 - x_7) \cdot (y_5 - y_6) - L_{78} \cdot L_{56} \cdot \sin\theta_3(t) \\ - (y_6 - y_5) \cdot (x_3 - x_4) + (x_6 - x_5) \cdot (y_3 - y_4) - L_{56} \cdot L_{43} \cdot \sin\theta_2(t) \\ - (y_4 - y_3) \cdot (x_1 - x_2) + (x_4 - x_3) \cdot (y_1 - y_2) - L_{34} \cdot L_{12} \cdot \sin\theta_1(t) \end{array} \right\} = 0 \quad [2]$$

Parcijalnim deriviranjem vektora kinematičkih ograničenja određuje se Jacobieva matrica. Jednadžbe gibanja sustava, zapisane u matričnom obliku, glase:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M} & \Phi_q^T \\ \Phi_q & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{\mathbf{q}} \\ \lambda \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{g} \\ \gamma \end{Bmatrix} \quad [3]$$

gdje \mathbf{M} predstavlja matricu mase, Φ vektor ukupnih kinematičkih ograničenja, Φ_q Jacobianovu matricu kinematičkih ograničenja, λ vektor Lagrangeovih multiplikatora, $\ddot{\mathbf{q}}$ vektor poopćenog ubrzanja, γ vektor jednadžbi ubrzanja te \mathbf{g} vektor poopćenih sila. Da bi se dobio odgovor modela, jednadžbu gibanja sustava treba integrirati u vremenu.

Potrebni kinematički podaci utvrđeni su mjerenjem koje je provedeno pomoću sustava Elite (proizvođač *BTS Bioengineering*, Milano, Italija) u Laboratoriju za biomehaniku Kineziološkog fakulteta Sveučilišta u Zagrebu. Sustav omogućuje

praćenje i snimanje prostornih koordinata markera kojima su označene karakteristične točke na tijelu. Sustav se sastoji od 8 kamera raspoređenih kao na slici 2 (jedna kamera se ne vidi jer se nalazi u gornjem lijevom kutu) koje rade na frekvenciji 100 Hz. Prije početka snimanja, sustav se kalibrira i određuje se globalni koordinatni sustav. Kamere imaju ugrađene LED diode koje su sinkronizirane s kamerama i emitiraju infracrvene zrake. Na karakteristične točke na šaci stavljaju se markeri koji primaju reflektirane infracrvene zrake te ih pretvaraju u digitalni zapis koji se šalje natrag u procesor računala. Računalo zasebno analizira svaki frame te se na temelju njih izračunavaju koordinate markera u radnom prostoru (Kamenar et al., 2018.).

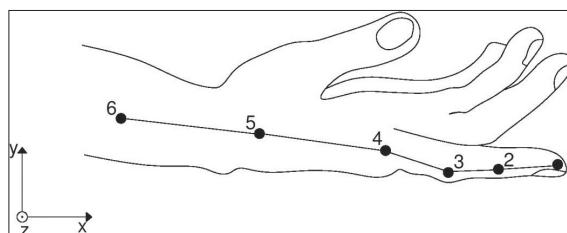


Slika 2. BTS Elite sustav
Figure 2. BTS Elite system

Korišteno je osam markera (slika 3), od kojih se pet nalazi na šaci, jedan na podlaktici, jedan na podlozi te jedan na dinamometru kako bi se mogao odrediti pravac i smjer sile koja djeluje na prste. Markeri su smješteni na kažiprstu: jedan na vršku prsta (marker 1), na mjestima gdje se nalaze zglobovi – po jedan na DIP zglobu (marker 2), PIP zglobu (marker 3) i MCP zglobu (marker 4) te jedan na zglobu šake (marker 5). Marker koji se nalazi na podlaktici označen je brojem 6.



a.



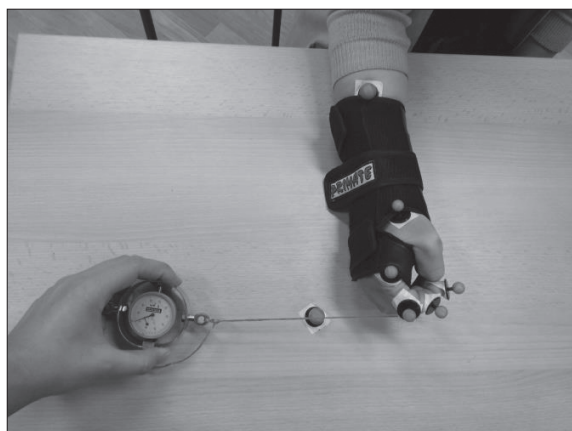
b.

Slika 3. Pozicije markera: a) fotografija,
b) shematski crtež

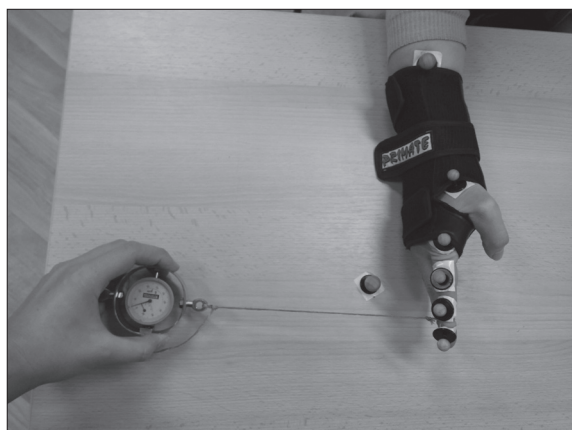
Figure 3. Marker positions: a) photograph,
b) schematic drawing

Sniman je pokret koji simulira otvaranje šake i gibanje prstiju kod rehabilitacije pacijenata s parezom šake zbog moždanog udara. Na ručni zglob postavljen je steznik kako bi se taj zglob ukrutio. Prsti su povlačeni užetom na čijem kraju se nalazi dinamometar, tj. na sredini segmenta II djeluje sila konstantnog iznosa koja se mjeri pomoću dinamometra. Ta sila djeluje u smjeru veze kojom je segment II povezan s dinamometrom. Budući da se pokret izvodi u ravnini koja je okomita na smjer djelovanja gravitacijske sile, gravitacijska sila nije uzeta u obzir. Jedina vanjska sila koja djeluje na sustav je sila kojom se povlače prsti i koja se mjeri dinamometrom. Ispitanica je 24-godišnja djevojka bez povijesti bolesti povezanih sa šakom, a pokret koji se mjeri je fleksija-ekstenzija šake (slika 4). Izmjerene su dimenzije

pojedinačnih dijelova šake koji su u matematičkom modelu prikazani kao kruta tijela označena brojevima I-IV. Inercijske karakteristike šake izračunate su prema podacima iz literature (Musiolik, 2008., Biryukova, Yourovskaya, 1994., Kamenar, 2016.). Središte mase svakog segmenta bilo je pretpostavljeno na polovini njegove duljine. Snimanjem su utvrđeni pomaci markera, brzine, ubrzanja i potrebni kutovi, a pomoću dinamometra utvrđena je sila koja djeluje na šaku.



a.

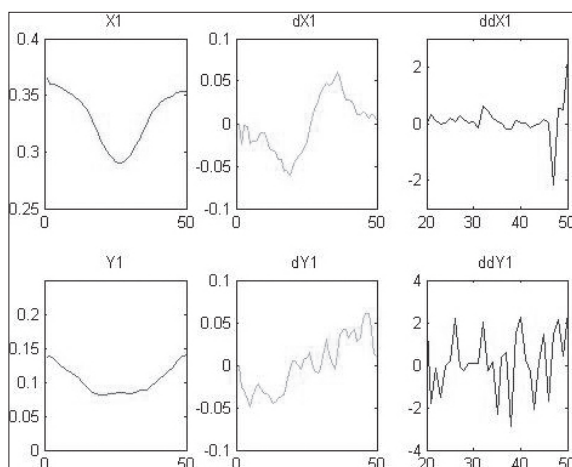


b.

Slika 4. a) Fleksija šake, b) ekstenzija šake
Figure 4. a) Hand flexion, b) hand extension

REZULTATI

Najprije je provedena kinematička analiza te su određene trajektorije, brzine i ubrzanja točaka P1-P8 (slika 1) tijekom snimljene fleksije i ekstenzije prstiju. Kao primjer, na slici 5 prikazani su izračunati kinematički podaci za točku P1 (Kamenar, 2016.). Prvi stupac pokazuje x i y komponente pomaka, drugi stupac pokazuje x i y komponente brzine, a treći stupac x i y komponente ubrzanja tijekom snimljenog gibanja. Pomaci su izraženi u metrima, brzine u m/s, a ubrzanja u m/s². Na apscisi je prikazan broj snimljenih *frame*-ova.

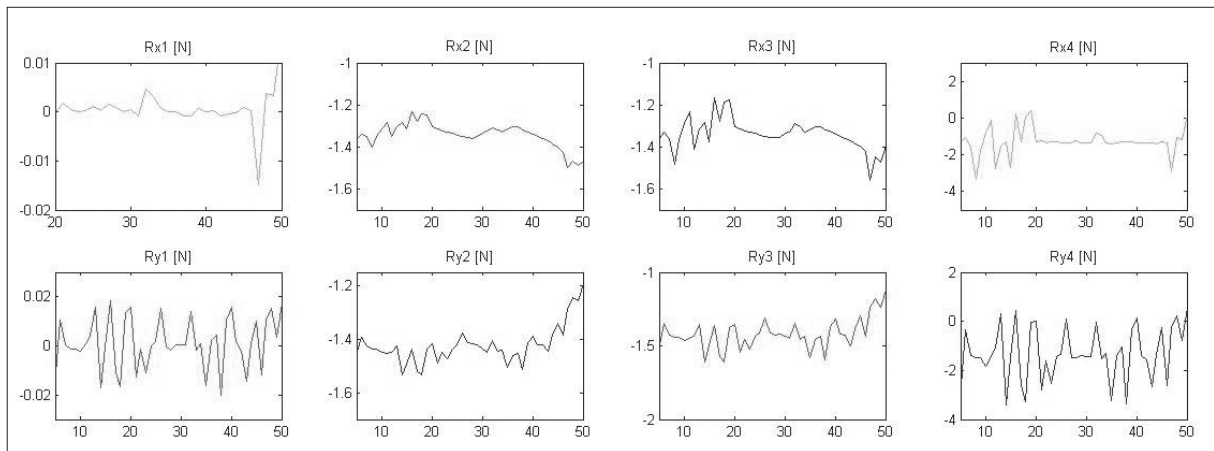


Slika 5. Kinematički podaci za točku 1 (vrh prsta)

Figure 5. Kinematic data for point 1 (finger tip)

Za potrebe dinamičke analize napisan je program u programskom paketu Matlab. Program omogućava određivanje unutarnjih sila i momenta u zglobovima, a za ulazne podatke koristi kinematičke podatke utvrđene snimanjem pomoću sustava BTS Elite, podatke o vanjskoj sili koja djeluje na šaku i izračunate podatke o masama i momentima tromosti dijelova šake.

Slika 6 prikazuje x i y komponente sila u zglobovima prstiju R1, R2 i R3 (prikazani na slici 1) te u ručnom zglobu R4. Na apscisi je označen broj *frame*-ova.

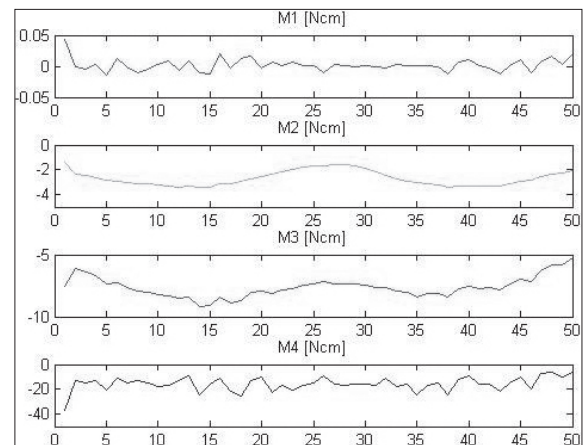


Slika 6. Izračunate unutarnje sile (x i y komponenta) u zglobovima: R1-DIP, R2-PIP, R3-MCP, R4-zapešće

Figure 6. Computed internal forces (x and y components) in the joints: R1-DIP, R2-PIP, R3-MCP, R4-wrist

Momenti su najveći pokazatelji kako uređaj za rehabilitaciju utječe na šaku. Kao primjer, na slici 7 prikazani su izračunati momenti u zglobovima prstiju (R1, R2 i R3) i u zapešću (R4) kada se primjenjuje vanjska sila iznosa 2 N. Apscisa pokazuje broj *frame*-a, dok ordinata prikazuje momentne vrijednosti izražene u Ncm. *Frame*-ovi na apscisi mogu se pretvoriti u vrijeme izraženo u sekundama ako se broj *frame*-a pomnoži sa 0,1. Moment $M1$ odnosi se na moment u zglobu R1, moment $M2$ na zglob R2, moment $M3$ u zglobu R3 i moment $M4$ u zapešću ruke. Moment u R1 je vrlo blizu nule jer vanjska sila djeluje na tjelesni segment II, dok na segment I ne djeluje nikakva sila. Dijagrami pokazuju da se iznos momenta povećava prema zapešću, što je i razumljivo s obzirom na to da se krak djelovanja vanjske sile povećava. Najveće apsolutne vrijednosti momenta odgovaraju maksimalnoj ekstenziji. Vrijednosti momenta pokazuju da su tijekom pregibanja najaktivniji mišići bili ekstenzori ruke, dok je uloga fleksora bila da

stabilizira pokret. Dakle, prema ovim analizama, uređaj za rehabilitaciju trebao bi uglavnom utjecati na ekstenzore.



Slika 7. Izračunati unutarnji momenti u zglobovima: R1-DIP, R2-PIP, R3-MCP, R4-zapešće

Figure 7. Computed internal moments in the joints: R1-DIP, R2-PIP, R3-MCP, R4-wrist

ZAKLJUČAK

U radu je opisan jednostavni 2D matematički model ljudske šake koji uključuje fleksiju i ekstenziju prstiju te može procijeniti ponašanje šake u interakciji s rehabilitacijskim uređajem. Za potrebe dinamičke analize razvijen je program u *Matlabu*. Budući da se aktivnost pojedinih mišića može procijeniti poznavanjem trenutnih vrijednosti momenata u zglobovima šake, izračunati momenti u zglobovima mogu biti pokazatelj djelovanja rehabilitacijskog uređaja na šaku. Ovisno o željenoj aktivaciji mišića, moguće je utjecati u fazi konstruiranja na karakteristike uređaja kako bi se uspješno provela prikladna terapija određene skupine mišića šake s ciljem obnove normalne funkcije šake.

Predloženi matematički model omogućuje određivanje karakteristika budućeg uređaja za rehabilitaciju. Pomoću modela predloženog u ovom radu moguće je utvrditi aktivaciju mišića šake. Na temelju željene mišićne aktivnosti moguće je utjecati na konstrukciju uređaja za rehabilitaciju, određujući potrebno vanjsko opterećenje koje uređaj treba osigurati tijekom terapije.

Mjerenja su provedena na zdravoj ispitanici. Nakon dopuštenja etičkog povjerenstva, mjerenje će se provesti na ispitanicima s parezom prstiju šake nastalom zbog moždanog udara. Iako će se kinematički podaci razlikovati od podataka utvrđenih mjerenjem zdravog ispitanika, pomoću programa u *Matlabu* bit će moguće utvrditi momente u zglobovima te stoga i potrebna opterećenja koja treba osigurati rehabilitacijski uređaj. Daljnja istraživanja trebala bi uključiti

3D biomehanički model šake i uporabu elektromiografa (EMG) za procjenu mišićne aktivnosti.

LITERATURA

Biryukova, E. V., Yourovskaya, V. Z.: A Model of Human Hand Dynamics. U: *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist*, Springer, Boston, 107-122, 1994.

Freivalds, A.: *Biomechanics of the Upper Limbs: Mechanics, Modeling, and Musculoskeletal Injuries*, CRC Press LLC, Boca Raton, 2004.

Kamenar, J.: *Biomechanical Model of Human Hand for Rehabilitation of Patients with Finger Paresis*, diplomski rad, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2016.

Kamenar, J., Ćurko, D., Jurčević Lulić, T., Leder Horina, J.: Determination of Forces and Moments of Hand Joints for Designing a Rehabilitation Device. U: *Book of Proceedings of the 7th International Ergonomics Conference ERGONOMICS 2018 - Emphasis on Wellbeing*, Hrvatsko ergonomijsko društvo, Zagreb, 163-170, 2018.

Kyung-Sun, L., Myung-Chul, J.: Ergonomic Evaluation of Biomechanical Hand Function, *Safety and Health at Work*, 6, 2015., 1, 9-17.

Musiolik, A.: *Multibody Model of the Human Hand for the dynamic analysis of a hand rehabilitation device*, Universidade Tecnica de Lisboa, Lisbon, 2008.

Seng Fok, K., Meng Chou, S.: Development of a Finger Biomechanical Model and its Considerations, *Journal of Biomechanics*, 43, 2010., 4, 701-713.

DETERMINATION OF PARAMETERS FOR THE DEVELOPMENT OF A REHABILITATION DEVICE FOR PATIENTS WITH FINGER PARESIS

SUMMARY: Due to various diseases and injuries of the hand, rehabilitation is necessary in order to achieve mobility, coordination, and restoration of the function of the hand. Rehabilitation of patients with finger paresis, which is the result of a stroke, is a procedure that most often involves flexion and extension of the fingers of the hand, while the therapy can be performed using rehabilitation devices. During flexion and extension of the fingers, moments that occur in the joints are indicators of the activity of individual muscles. Knowing the necessary moments and forces is essential for developing a rehabilitation device. When designing rehabilitation devices, it is possible to analyse, at an early stage and using a computer model, the device characteristics, and efficiency of interaction of the device and the body part that is in need of rehabilitation. The aim of this research was to develop a biomechanical model of a human hand that describes flexural and extensional motion and behaviour of the hand when interacting with a rehabilitation device and enables the analysis of the device's characteristics at an early stage of development. The required kinematic data were determined by measurement in a biomechanical laboratory. By using the developed mathematical model, it is possible to determine the forces and moments in the joints, thus evaluating the activities of individual muscles. Based on the desired muscle activity, this allows an assessment of the parameter of the required load that needs to be provided by the device at an early stage in the design of the rehabilitation device.

Key words: *finger paresis, rehabilitation device, hand biomechanics, biomechanical model, design parameters*

Original scientific paper

Received: 2019-11-07

Accepted: 2020-03-02