



**BIOMEHANI KA ANALIZA LJUDSKOG KRETANJA
U FUNKCIJI SPORTSKE TRAUMATOLOGIJE**

**BIOMECHANICAL ANALYSIS OF HUMAN MOVEMENT
IN THE FUNCTION OF SPORTS TRAUMATOLOGY**

Vladimir Medved, Mario Kasovi

Kineziološki fakultet, Sveu ilište u Zagrebu

SAŽETAK

Moderni pristup dijagnostici ljudskog kretanja, za potrebe medicinskih, kao i raznih sportskih primjena, bazira se na laboratorijskim biomehani kim mjerenjima i analizama. Eksperimentalni podaci obuhva aju prostorne kinemati ke veli ine, silu reakcije podloge i višekanalnu površinsku elektromiografiju (EMG). Inverznim dinami kim pristupom ostvaruje se matemati ka procjena unutarnjih sila i momenata sila u zamišljenim središtima zglobova. Prikazan je postupak u okviru suvremeno opremljenog laboratorija na Kineziološkom fakultetu gdje se mogu mjeriti i biomehani ki analizirati razli ite kretne strukture. Postupak je ilustriran primjerom iz sportske traumatologije gdje je u prvom redu namjera procijeniti funkciju koljenskog zgloba u cilju poboljšane dijagnostike i lije enja. Tu kombiniramo mjerenja hoda sa specifi no dizajniranim testovima.

Opisani pristup (uz nedostatak još nekih metoda kao što su, u prvom redu, mjerenje potrošnje kisika i pedobarografija) predstavlja „state-of-the-art“ metodologiju analize ljudskog kretanja za ije je u inkovito korištenje bitna inter-disciplinarna suradnja lije nika specijalista sa biomehani arima: kineziolozima i tehni kim stru njacima.

Ključne riječi: biomehanika, analiza hoda, sportska traumatologija, koljenski zglob

SUMMARY

Modern approach to human movement diagnostics, for both medical as well as for various sportive application purposes, resides on laboratory biomechanical measurements and analyses. Experimental data encompass spatial kinematic variables, ground reaction force, and multi-channel surface electromyography (EMG). Through inverse dynamic approach mathematical estimation of internal forces and moments in virtual joint centres is accomplished. A procedure is presented in realms of a modern equipped laboratory facility at the Faculty of Kinesiology, where various movement patterns may be measured and analysed biomechanically. An example from the area of sports traumatology is taken for illustration. The aim was to evaluate the function of the knee joint as well as to improve the diagnostic and treatment procedures. Measurement of gait, in addition to certain specifically designed tests, was used.

The approach described (lacking some methods such as the oxygen consumption measurement and pedobarography) represents a „state-of-the-art“ methodology in the area of human movement analysis. For its efficient use, it is essential for inter-disciplinary collaboration to take place, primarily collaboration between medical specialists, biomechanicians, kinesiologists and technical experts.

Keywords: biomechanics, gait analysis, sports traumatology, knee joint

UVOD

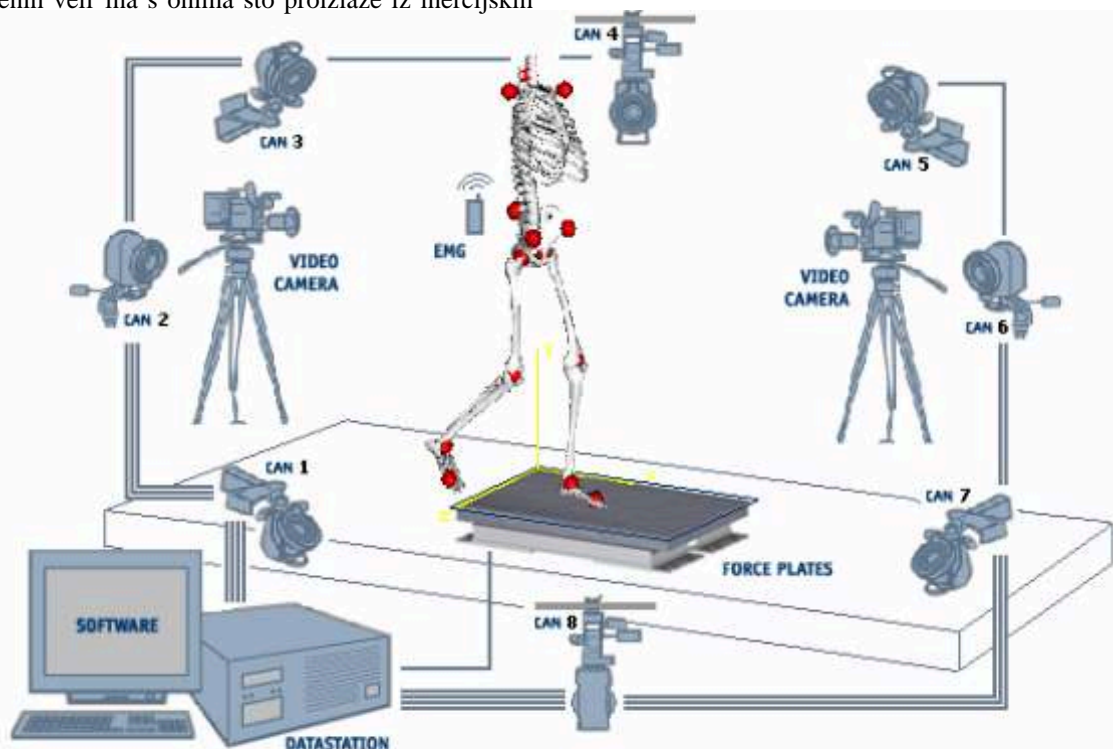
Posljednje desetljeće svjedoči značajnom prodroru biomehaničkih metoda mjerenja i analize ljudskog kretanja u medicinsku kliničku praksu. Iako su teorijske osnove kao i praktična realizacija odgovarajućih postupaka već duže vremena dio tradicije primjenjene biomehanike lokomocije, ipak je tek u zadnje vrijeme zahvaljujući prije svega brzom razvoju elektroničke mjerni tehnike i primijenjenog računalstva zabilježena široka primjena dotične metodologije u kliničkoj sredini, najprije kroz analizu hoda (1, 5, 6, 19). Moderne klinike i instituti u svijetu mjesta su akumulacije brojnih novih iskustava na tom polju, što doprinosi područjima ortopedije, neurologije, traumatologije, rehabilitacijske medicine, sportske medicine, pa u okviru iste i sportske traumatologije. Laboratorij za biomehaniku ljudskog kretanja na Kineziološkom fakultetu u Zagrebu, smješten u prostoru Sportsko dijagnostičkog centra fakulteta, omogućava provedbu poboljšane dijagnostičke lokomocije, zdrave (sportske) ili patološke, što je ovdje biti ilustrirano na primjeru iz sportske traumatologije.

METODOLOGIJA BIOMEHANIČKE ANALIZE LJUDSKOG KRETANJA

U periodu nakon Drugog svjetskog rata u SAD je djelovala tzv. „The Berkeley Group“ s osnovnim ciljem protetičkog zbrinjavanja brojnih ratnih ozljeda, te je tada po prvi put cjelovito mjereno i analiziran ljudski hod. Kasnije je razvoj područja rezultirao standardizacijom metodologije temeljene na mjerenju kinematičkih, kinetičkih i elektromiografskih (EMG) veličina, kao ulaznih podataka kojima se proučava lokomocija kvantitativno karakterizira. Kombiniranjem tako izmjerenih veličina s onima što proizlaze iz inercijskih

svojstava tjelesnih segmenata i tijela u cjelini moguće je matematički procijeniti unutrašnje sile i momente sile koji djeluju u zamišljenim središtima zglobova takvog sustava. To je tzv. inverzni dinamički pristup, teorijski zasnovan na Newtonovskoj fizici. Ovdje se ne može ulaziti u teorijske matematičko-fizikalne koncepte, a zainteresirani se mogu uputiti na relevantnu literaturu (13). Kao izlazne veličine ovakvih sustava dobivamo krivulje u funkciji vremena pojedinih varijabli kao što su: kutovi u pojedinim zglobovima (u tri dimenzije), momenti u pojedinim zglobovima, sila i moment sile reakcije podloge, koordinate središta pritiska tijekom oslanjanja o podlogu, te višekanalni površinski EMG signali. Vremenska os na dotičnim krivuljama, kao što je uobičajeno, prikazana je u postocima ukupnog ciklusa hoda. Cjeloviti je prikaz upotpunjen i moguć u 3D animaciji kretanja ispitaničeva tijela prikazanog na zaslonu računala u vidu štapičastog dijagrama (na temelju izmjerenih podataka), kao i s video zapisom. Dotična je metodologija ostvarena uporabom sustava ELITE koji uključuje 8 kamera i 8-kanalnu telemetrijsku površinsku elektromiografiju spojene na računalo. Sustav talijanske proizvodnje, firme Bioengineering Technology & Systems (BTS) iz Milana, nabavljen je sredstvima Ministarstva znanosti, obrazovanja i športa Republike Hrvatske.

Prostorni pomaci ljudskog tijela automatski se registriraju brzinom 100 puta u sekundi, uz prostornu točnost mjerenja reda veličine nekoliko mm. Radni prostor iznosi 6 x 2 x 2 m, a to je za potrebe lokomotorne aktivnosti kao što je hod sasvim dovoljno (7, 17). Dodatno koristimo i platformu za mjerenje sile reakcije podloge švicarske proizvodnje tvrtke Kistler stavljenu na raspolaganje susretljivošću u Zagrebu kod Fakulteta strojarstva i brodogradnje (Slika 1).

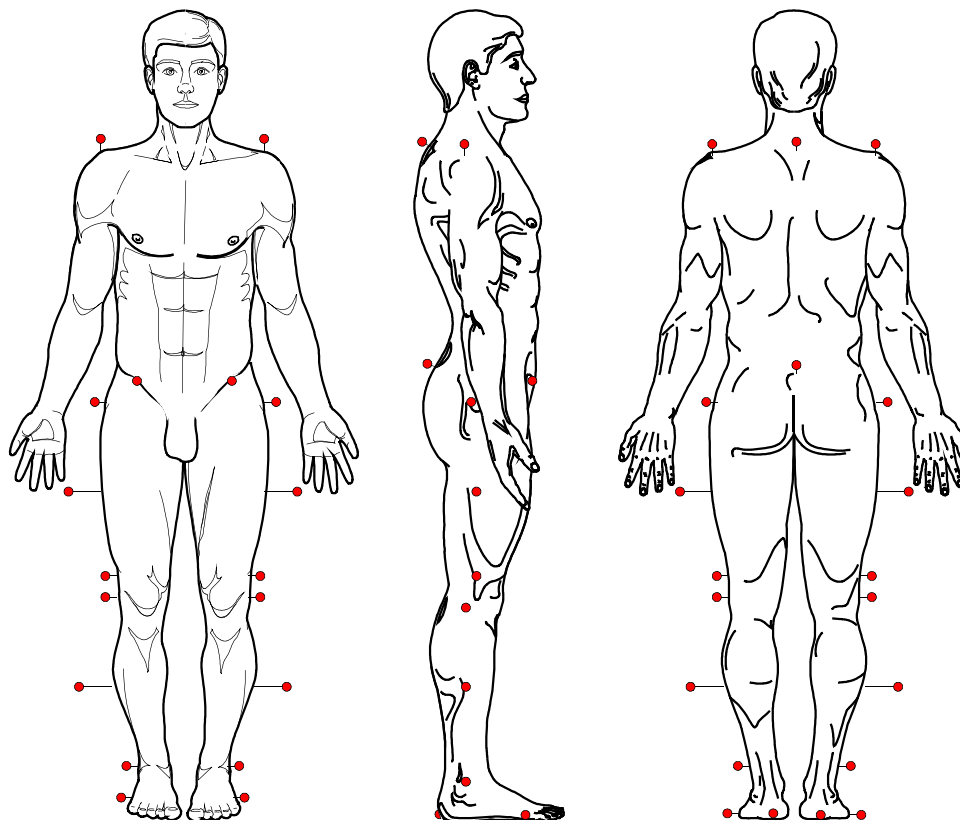


Slika 1. Shematski prikaz mjernog sustava (10)
Figure 1. Scheme of a measurement system (10)

Pri mjerenju ljudskog kretanja tipično se rabi tzv. Davisov protokol, posebno razvijen za potrebe analize hoda, koji podrazumijeva standardizirani način prikupljanja kinematičkih podataka prilagođen klinici koja

medicinskoj uporabi (4,9).

Ispitanika treba obilježiti malim bijelim reflektirajućim oznakama sferičnog oblika na za to predviđenim mjestima na površini tijela (Slika 2).



Slika 2. Prikaz položaja tjelesnih oznaka pri Davisovu protokolu (7, 9)
Figure 2. Illustration of body marker locations for the Davis protocol (7, 9)

Uzima se i 11 antropometrijskih izmjera ispitanikova tijela. Te su izmjere potrebne da bi se temeljem izmjerenih prostornih položaja praćenih oznakama mogli utvrditi prostorni položaji zamišljenih središta zglobova, kao i da bi se mogao provesti inverzni dinamički postupak. Također, na površini tijela iznad mišićne mase koju želimo mjeriti treba pozicionirati površinske EMG elektrode, što se također radi prema odgovarajućem međunarodno prihvaćenom protokolu (8). Postupak pripreme ispitanika za mjerenje traje cca 30 minuta.

Nakon toga pristupa se izvođenju odabranih kretnih struktura (hoda, skokova i sl.) uz provedbu mjerenja. Uzmemo li primjer hoda, ispitanici trebaju izvoditi pokušaje hoda spontanom brzinom uz registraciju sile reakcije podloge prilikom oslanjanja. Pohranjuju se samo zapisi ostvareni neinvazivnim mjerenjem, a obično se ponavlja najmanje tri uspješna pokušaja za svaku oslonu nogu. Izmjerene veličine realno se obrađuju te se provodi inverzni dinamički postupak, za što je operateru potrebno oko 90 min. Izmjerene kinematičke veličine, procijenjene kinetičke veličine i izmjerena sila reakcije podloge mogu se prikazati u vidu krivulja u funkciji vremena. Površinski EMG signali upotpunjuju cjelovitu izmjeru hoda. Cijeli je postupak u velikoj mjeri

automatiziran zahvaljujući i u prvom redu automatskom prepoznavanju sukcesivnih prostornih položaja praćenih tjelesnih oznakama, što je ostvareno primjenom jedne metode prepoznavanja oblika, implementirane kao dio programske podrške sustava ELITE (13, str. 80-84).

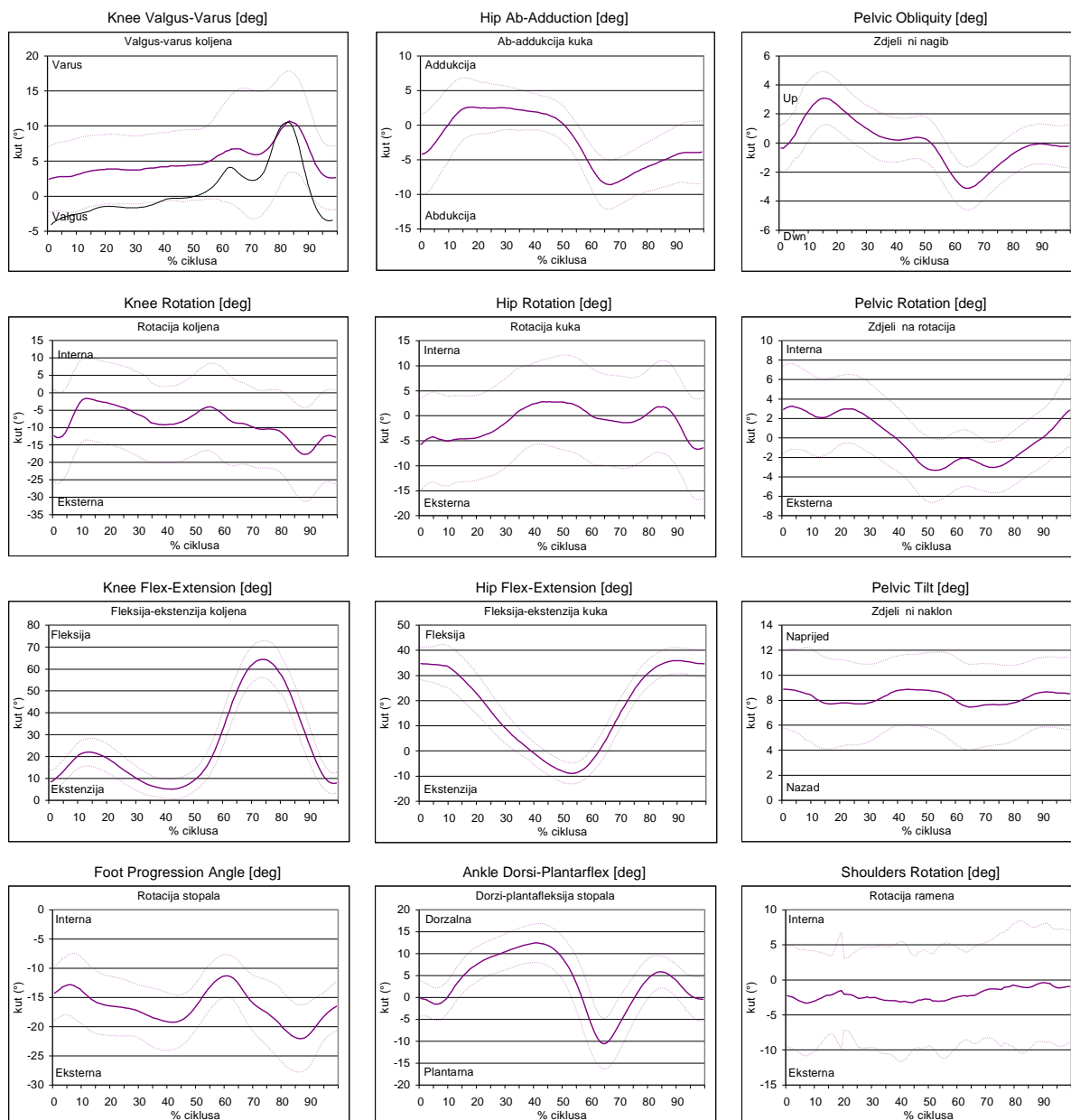
EKSPERIMENTALNI REZULTATI

Sportske su aktivnosti karakterizirane specifičnom traumatologijom, a u ovom je radu tretirana ona u svezi koljenskog zgloba. Povrede koljenskog zgloba čine naime 25-30 % svih povreda u sportu, a oko 75 % svih povreda koljenskog zgloba odnosi se na nogomet i skijanje (11). U nogometaša, primjerice, koljenski zglob trpi najčešće povrede jer je koljeno dodatno opterećeno na izradi sportske cipele. S druge strane, prisutni su i nagli, snažni pokreti u igri, uz promjenu pravca kretanja, kao i kontakt s drugim igračima. Kod borilačkih sportova, pogotovo onih u kojima dominiraju nožne tehnike (taekwon-do), rotacijske sile također najviše pogađaju koljeno. Tome treba pridodati izravne udarce u koljeno, veliku snagu i brzinu izvođenja rizičnih pokreta i skokova. Kod skijaša, međutim, tri su osnovne sile koje izazivaju povrede: vanjska rotacija i abdukcija, pad unaprijed i unutrašnja rotacija. Odatle naša motivacija ka

pokušaju biomehani ke procjene stanja i dijagnostike koljenskog zgloba kakva bi bila primjenjiva u lije enju, rehabilitaciji pa i tijekom procesa povratka sportaša u trening (10).

Osvrnut emo se na primjer biomehani ke analize ostvarene u sklopu novorazvijane metode kompleksnog biomehani kog testiranja koljenskog zgloba. Složeni mjerni protokol obuhva a: stajanje u mjestu, hod prirodnom brzinom te vertikalne skokove u mjestu i saskoke s visine. Mjerenje hoda prirodnom brzinom standardni je postupak evaluacije lokomocije pojedinog

ispitanika. U dosadašnjoj implementaciji laboratorijskog mjernog sustava proveli smo standardizaciju kinemati kog i kineti kog mjerenja hoda te utvrdili inicijalne normative naše populacije za zdravi hod (7). Slika 3 prikazuje kinemati ke veli ine dobivene mjerenjem u tom istraživanju. Tvrtka BTS posjeduje i svoje normative za odraslu i dje ju populaciju koji su, me utim, korisniku dostupni jedino u grafi kom obliku prilikom iscrtavanja mjernih krivulja. Usporedbom s navedenim normativom(ima) mogu e je utvrditi možebitne razlike u pojediiim pokazateljima hodnog stereotipa.

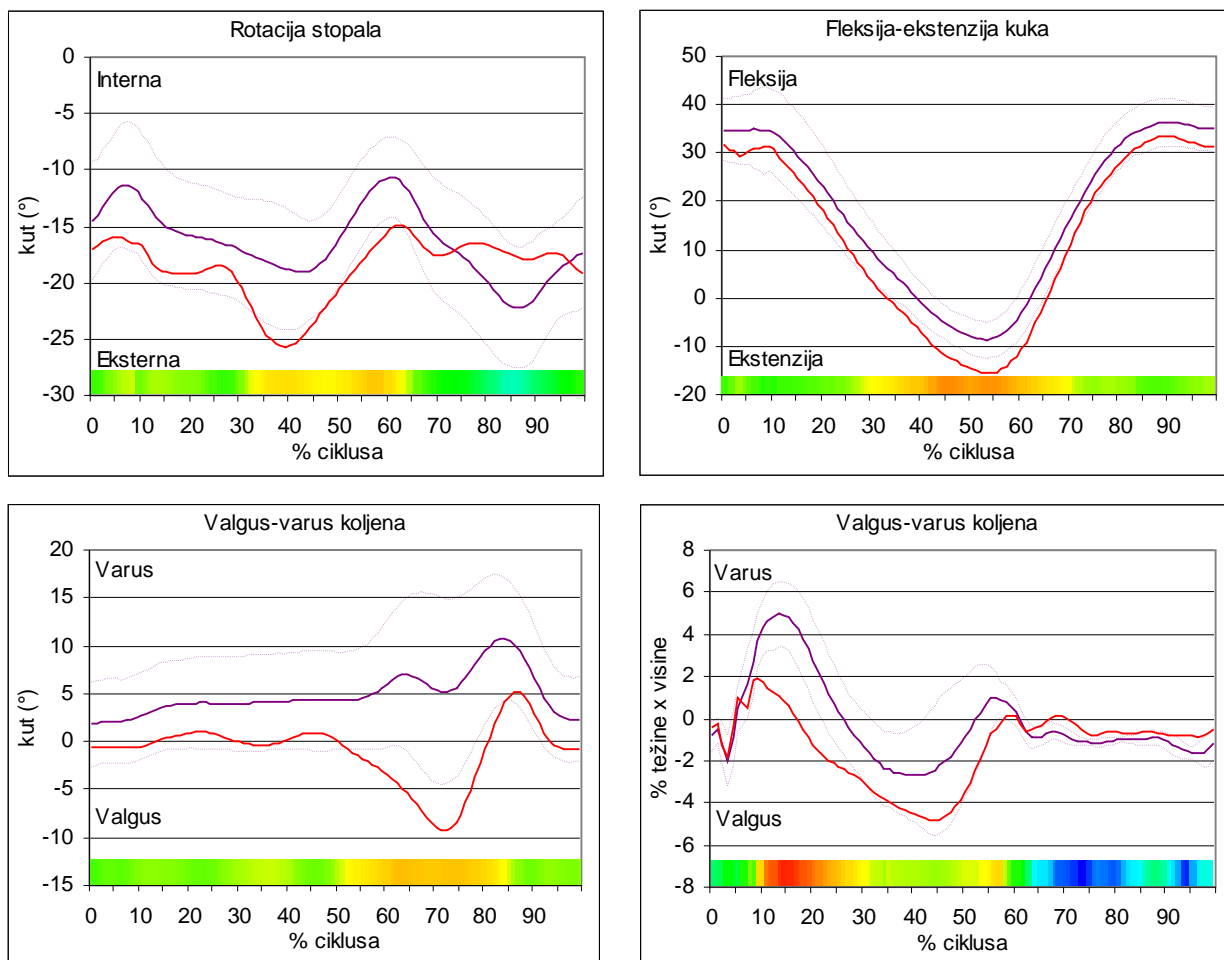


Slika 3. Primjer kinemati kog mjernog zapisa zdravog hoda, muški ispitanik (7). Puna tanka krivulja prikazuje kutove u zglobovima kuka, koljena i gležnja, prosje nu vrijednost za lijevu i desnu stranu. Puna debela krivulja prikazuje prosje nu vrijednost mjenog uzorka ispitanika. Isprekidana krivulja ozna a va raspon od jedne standardne devijacije oko prosje ne vrijednosti. Krivulja rotacije ramena nije prikazana.

Figure 3. Example of kinematic measurement record of healthy gait for the male subject (7). Continuous line shows angles in hip, knee and ankle joints, average value for left and right. Continuous heavy line is the average curve for the subject sample measured. The dotted curve shows the span of one standard deviation around the average. Shoulders rotation curve is not presented.

Mjerni se prikazi mogu dodatno nadopuniti prikazom u boji po Manalu i Stanhopeu (7, 12): Slika 4. Na taj se na in korisniku, u ovom slu aju lije niku klini aru, posredstvom boje ukazuje na ona mjesta u

mjernim (odnosno procijenjenim, ako se radi o kineti kim veli inama) krivuljama gdje su najve a odstupanja od normale i gdje, hipotetski, treba tražiti uzroke studirane patologije.



Slika 4. Nadopuna nekih kinemati kih krivulja Manal-Stanhopeovim prikazom u boji. Ljubi asto je ozna ena prosje na krivulja dobivena mjerenjem na uzorku, a crveno je izmjerena vrijednost za jednog ispitanika (7).

Figure 4. Addition of some kinematic curves and Manal-Stanhope coloured representation. Lilac colour denotes the average curve in the measured sample, while the red colour refers to the one subject (7).



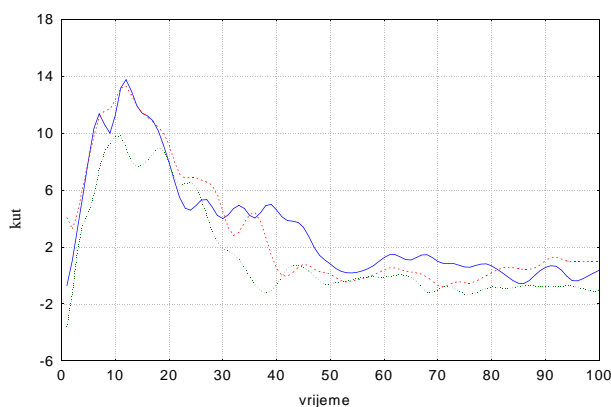
Kompletni mjerni nalaz hoda sadri vrlo veliki broj podataka, numeriki i u vidu krivulja, kinemati kih, kineti kih i elektromiografskih varijabli. To je svakako pogodno u znanstvenoistraživa kim primjenama, no u svrhu klini ke uporabe trenutno radimo na pokušaju njegove kondenzacije i što efikasnijeg prikaza korisniku.

Slika 5. Ispitanik opremljen oznakama za kinemati ko mjerenje i elektrodama i ostalom opremom za telemetrijsko površinsko EMG mjerenje i spreman za izvo enje testa saskoka na mjernu platformu (10).

Figure 5. Subject instrumented with kinematic markers and electrodes and other accessories for telemetric surface EMG, ready to perform the test of jump from height to the force platform (10).

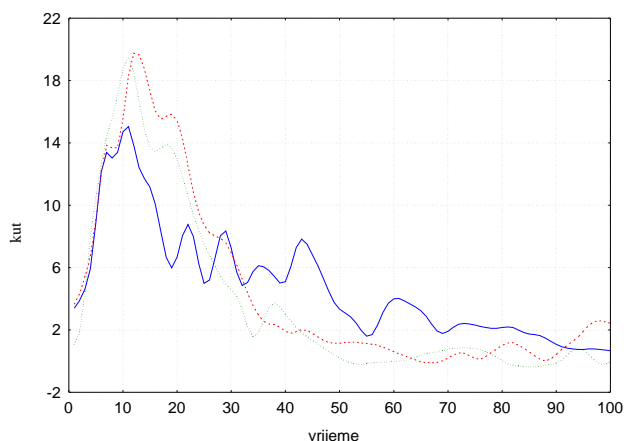
Prikazujemo, nadalje, i neke rezultate testa saskoka s visine od 40 cm (Slika 5), gdje je u prvom redu mjerena i analizirana kinematika koljenskog zgloba. Istraživanje je imalo za cilj utvrditi razlike biomehani ke funkcije koljenskog zgloba u odmrenom i umorenom stanju, te time procijeniti potencijalni rizik od nastanka ozljede.

Slika 6. prikazuje primjer kinemati kih rezultata izraženih kutom valgus varus u koljenskom zglobu pri izvo enju doskoka lijevom nogom u odmrenom stanju, a Slika 7 nakon umaranja. Kao pogodan na in karakterizacije dinami ke stabilnosti koljenskog zgloba odabrali smo funkciju korelacije izme u kinemati kih krivulja u koljenskom zglobu registriranih u više pokušaja (10). Korelacijska nam analiza kao metoda može ukazati je li ispitanik uslijed pojave umora u mogu nosti izvesti pravilnu dinami ku stabilizaciju koljenskog zgloba i kolika je ponovljivost njegovu pravilnog doskoka. U slu aju da miškulatura ne može na vrijeme stabilizirati koljenski zglob o ekuju se vremensko kašnjenje akcije stabilizacije te pove ana amplituda pokreta kao izravne posljedice, a u najgorem slu aju i narušavanje cijele dinami ke ravnoteže.



Slika 6. Kut valgus varus u koljenskom zglobu pri doskoku lijevom nogom prije umaranja: tri pokušaja (10)

Figure 6. Knee joint valgus varus angle when landing on left foot before fatiguing: three trials (10)



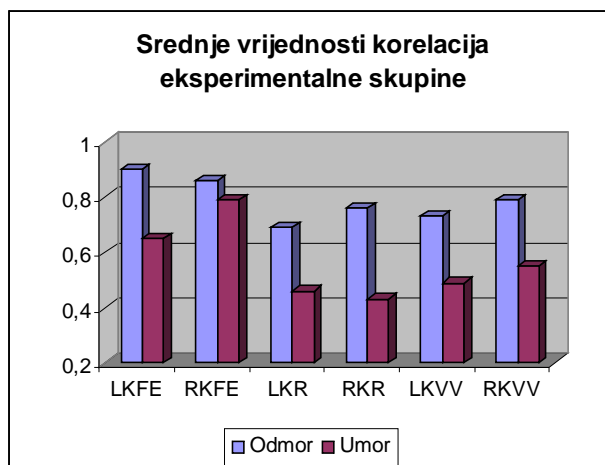
Slika 7. Kut valgus varus u koljenskom zglobu pri doskoku lijevom nogom nakon umaranja: tri pokušaja (10)

Figure 7. Knee joint valgus varus angle when landing on left foot after fatiguing: three trials (10)

Korelacijska analiza kinemati kih parametara pri izvo enju doskoka pojedinog ispitanika unutar svoje skupine pokazala je umanjene vrijednosti kod ispitanika eksperimentalne skupine nakon umaranja (Histogram 1), za razliku od kontrolne skupine koja je izvodila isti test u prvom i u ponovljenom testiranju u odmrenom stanju i gdje nije bilo umanjnja vrijednosti (10).

Histogram 1. Promjene (smanjenje) koeficijenta korelacije kinemati kih varijabli kod eksperimentalne skupine nakon umaranja (10). Simboli ozna uju: kut valgus-varus desne - RKVV i lijeve - LKVV noge, kut unutrašnje i vanjske rotacije desne - RKR i lijeve - LKR noge, kut fleksije i ekstenzije desne - RKFE i lijeve - LKFE noge.

Histogram 1. Changes (decrease) of correlation coefficient of kinematic variables in experimental group after fatiguing (10). Symbols denote: valgus-varus angle right - RKVV and left - LKVV leg, internal and external rotation angle of right - RKR and left - LKR leg, flexion and extension angle in right - RKFE and left - LKFE leg.

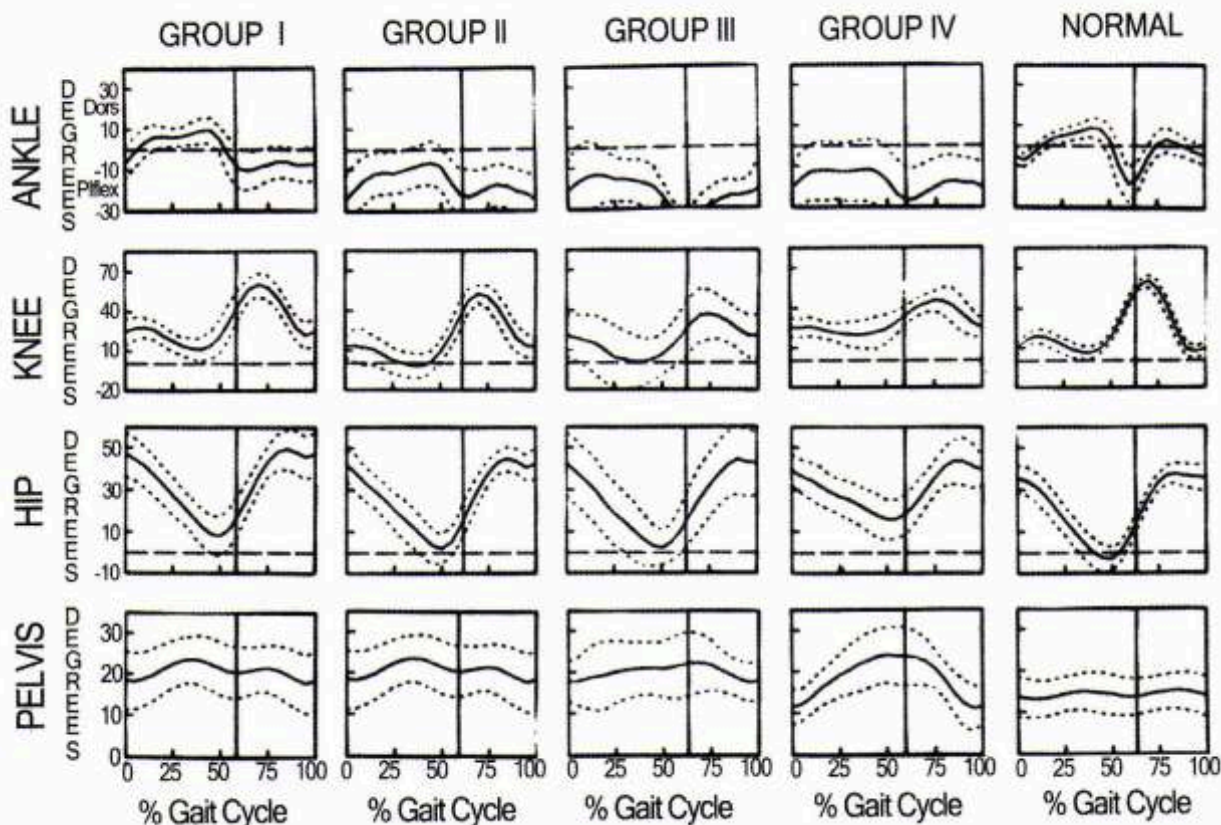


KLINI KO-DIJAGNOSTI KA INTERPRETACIJA REZULTATA

U domeni interpretacije nalaza mjerenja hoda, vidljivo je da mjerni rezultati u usporedbi s postoje om normalom mogu pružiti nove informacije o dinami koj funkciji lokomotornog sustava ispitanika (7). Brand je svojedobno ustvrdio da bi biomehani ki klini ki test trebao ispunjavati slijede e kriterije (2, 3):

- utvr ivanje dijagnoze izme u raznih mogu nosti (diferencijalna dijagnostika),
- procjena stupnja bolesti ili ozljede,
- odabir izme u mogu nosti lije enja i
- predvi anje prognoze.

Baker je unekoliko modificirao navedene posljednje dvije teze no u suštini one i danas stoje (1). U Stout i sur., doduše na drugoj patologiji - hemiplegiji, pokazuje se mogu nost diferencijalne dijagnostike u 4 podtipa, s pomo u kinemati kih izmjera u sagitalnoj ravnini (Slika 8) (21). Temeljem takve diferencijalne dijagnostike omogu en je, posljedi no, razvoj specifi nih postupaka lije enja.



Slika 8. Kinematika u sagitalnoj ravnini etiri podtipa hemiplegije. Puna linija na svakom grafu predstavlja srednju vrijednost svake grupe dok isprekidana linija predstavlja jednu standardnu devijaciju. Graf sa desne strane prikazuje normalne vrijednosti kinematike u sagitalnoj ravnini sko nog zgloba, koljenog zgloba, kuka i zdjelice. Opis podtipova hemiplegije omogu ava razvijanje specifi nih protokola lije enja (5).

Figure 8. Kinematics of the sagittal plane in each of the four subtypes of hemiplegia. The solid line on each of the graphs indicates the mean value for the group, and the dotted lines indicate 1 S.D. The right-hand column illustrates the normal sagittal-plane motions of the ankle, knee, hip and pelvis. Delineating subtypes of hemiplegia, allows the development of specific treatment protocols (5).

U našem pristupu, kako je vrlo kratko bilo ilustrirano, i to samo na primjeru nekih kinemati kih varijabli, tako er rabimo analizu hoda kombiniraju i je i s ostalim mogu im motori kim zadacima, a to su u ovom slu aju bili testovi stabilnosti koljenskog zgloba. U ovom asu posjedujemo, tako er, veliki broj mjernih nalaza hoda bolesnika razli itih uzrasta i patologija za koje tek predstoji interpretacija u suradnji s njihovim lije nicima.

ZAKLJU NENAPOMENE

Iako je aktualni trend u ovom podru ju potpuno, po mogu nosti, otkloniti potrebu za tjelesnim oznakama, to za sad nije ostvareno. U ovom je trenutku kvaliteta samog mjerenja zadovoljavaju a, me utim interpretacija mjernih nalaza nije jednostavna zbog vrlo velikog broja prisutnih varijabli i potrebe za njihovim simultanim vrednovanjem, te se esto provodi i u velikoj mjeri subjektivno (1, 20).

U ovome podru ju razvijaju se razli iti ekspertni sustavi. Jedno od težišta budu eg razvoja podru ja je, svakako, primjena vjernijih biomehani kih modela ljudskog tijela u klini ke svrhe, kao što je prije svega pogodan poznati Delpov model koji se danas primjenjuje i

klini ki evaluira u 300-tinjak centara u svijetu. Taj model omogu ava ra unalne simulacije promjena individualnog stanja neuro-muskularno-skeletnog sustava pojedinca i time znanstveno utemeljeni uvid u njegovo klini ko stanje pod utjecajem odre ene intervencije (operativnog zahvata, medicinske rehabilitacije, farmakološkog lije enja) (6). Radi se, dakle, o kvalitativno sasvim novom pristupu gdje se vjerno biomehani ko modeliranje izravno rabi u klini ke svrhe. Podvucimo na kraju da je u svijetu do sad analiza hoda najve e u klini ku korist pokazala u tretiranju cerebralne paralize (5).

U kontekstu sportske traumatologije ovakvo i sli na biomehani ka testiranja mogu doprinijeti bitno potpunijem utvr ivanju stanja lokomotornog sustava. Pored klasi nih postupaka kao što su opservacijska analiza, testiranje opsega pokretljivosti zglobova goniometrima i srodnim ure ajima, radiološko snimanje, palpacija muskulature, cjelokupni se pristup oboga uje novom dijagnosti kom metodologijom pomo u koje se lokomotorna funkcija može egzaktno dinami ki procijeniti. (U cjelokupnom pristupu - kakav se prakticira u najrazvijenijim laboratorijima u svijetu - još nedostaje mjerenje potrošnje kisika kao pokazatelj energetike lokomocije i pedobarografija kojom se detaljnije mjeri i

procjenjuje područje stopala i njegova funkcija u lokomotivnoj. Vrijedi napomenuti, također, da je problematika biomehanike samog stopala danas izuzetno značajna budući se u klasičnom inverznom dinamičkom pristupu segment stopala modelira vrlo grubo i sigurno je da će se to područje u bliskoj budućnosti značajno razvijati.) Razvojem mjernih i tehničke obrade signala, uz u velikoj mjeri automatizaciju postupaka, navedenu je metodologiju moguće primijenjivati u kliničke svrhe. Tako dobiveni nalazi doprinose objektivizaciji utvrđivanja stanja bolesnika, što je primjenjivo u svim fazama procesa liječenja.

Budući je interpretacija mjernih nalaza složena, za sada ne do kraja standardizirana i zahtijeva inter-

disciplinarni pristup, karakterističan za cjelokupnu oblast biomedicinskog inženjerstva (16), uspješno rješavanje te problematike zahtijeva suradnju liječnika specijalista s biomehanikarima: kineziolozima i tehničkim stručnjacima.

Napomenimo i da su opisane mogućnosti biomehanike analize i dijagnostike u našoj sredini popraćene i inovacijama u procesu izobrazbe budući ih liječnik kroz jedan novi izborni kolegij na Medicinskom fakultetu, studij na engleskom jeziku (18). Nastojimo također provoditi diseminaciju novosti enih spoznaja kroz stručna i popularna predavanja i medijske prezentacije (14, 15).

ZAHVALA

Zahvaljujemo Ministarstvu znanosti, obrazovanja i športa Republike Hrvatske na potpori (projekt 034-0362979-2334: „Automatizirano mjerenje pokreta i ekspertna procjena u studiju lokomotivne“)

Literatura

1. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2006; 3:4.
2. Brand R. Can biomechanics contribute to clinical orthopaedic assessments. *Iowa Orthop J* 1987; 9:61-4.
3. Brand R, Crowninshield R. Comment on criteria for patient evaluation tools. *J Biomech* 1981; 14:655.
4. Davis RB, Ounpuu S, Tyburski DJ, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991; 10:575-87.
5. Gage JR, ed. *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*. Mac Keith Press. 2004.
6. Goldberg SR, Ounpuu S, Arnold AS, Gage JR, Delp LS. Kinematic and kinetic factors that correlate with improved knee flexion following treatment for stiff-knee gait. *J Biomech* 2006; 39:689-98.
7. Heimer Ž. *Automatizirano kliničko mjerenje biomehanike i kineziologije hoda*. Zagreb: Fakultet elektrotehnike i računarstva. 2005; 162. Magistarski rad.
8. Hermens H, Freriks B, Merletti R, Stegman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hagg G. *European recommendations for surface electromyography*. Roessingh Research and Development, Enschede, Netherlands, 1999.
9. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 1990; 8:383-92.
10. Kasovi M. *Nova metoda biomehanike kod testiranja dinamičke stabilnosti koljenog zgloba*. Zagreb: Kineziološki fakultet. 2004; 120. Magistarski rad.
11. Kasovi M, Pribani T, Medved V. Take-off and landing properties in top-level football players: a ground reaction force study. *Kinesiology* 2002; 34,2:182-91.
12. Manal K, Stanhope SJ. A novel method for displaying gait and clinical movement analysis data. *Gait & Posture* 2004; 20,2:222-6.
13. Medved V. *Measurement of Human Locomotion*. Boca Raton: CRC Press, 2001.
14. Medved, V. *Moderni laboratorij za biomehaniku ljudskog kretanja - Prilog scenariju za emisiju „Trenutak spoznaje“ (autor Ana Franić) prikazano 01.06.2005 na HRT2, 2005.* (http://bib.irb.hr/datoteka/223702.TRENUTAK_SPOZNAJE.doc)
15. Medved V. *Mogućnosti primjene analize hoda u pedijatriji*, U: Malčić I, ur. *Treći simpozij Hrvatskog društva za dječju kardiologiju i reumatologiju s međunarodnim sudjelovanjem*, Zagreb, Medicinska naklada, 2005; 26. (sažetak)
16. Medved V. *Biomedicinsko inženjerstvo*, U: Barišić P, ur. *Prvi kongres hrvatskih znanstvenika iz domovine i inozemstva*, Ministarstvo znanosti, obrazovanja i športa Republike Hrvatske, Zagreb, 2006; 282-6.
17. Medved V. *Kinematika i kineziologija lokomotivne*. U: Nikolić V i sur. *Principi i elementi biomehanike - drugo dopunjeno i prošireno izdanje*. Zagreb: Naklada Ljevak. (u tisku)
18. Medved V, Peina M. *Introducing human locomotion analysis into the medical curriculum at the University of Zagreb*. In: Cheong S, ed. *Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Sydney, Amlink digital services, 2003; 4309. (abstract)
19. Rose J, Gamble JG (ur.). *Human Walking*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
20. Simon RS. Quantification of human motion: gait analysis - benefits and limitations to its application to clinical problems. *J Biomech* 2004, 37; 1869-80.
21. Stout J, Gage JR, Van Heest AE. *Hemiplegia: pathology and treatment*. U: Gage JR, ed. *The Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy*, Mac Keith Press, 2004; 314-44.