

Proučevanje biomehanike kolena v prostoru: predstavitev metod

The study of 3-dimensional biomechanics of the knee: methods

Matjaž Veselko*, Tomaž Randl**, Vladimir Smrkolj***

Ključne besede
kolenski sklep
biomehanika

Keywords
knee joint
biomechanics

Izvleček. Proučevanje biomehanike kolena je zahtevno zaradi kompleksnosti gibov v kolenskem sklepu. V literaturi je opisanih veliko metod, od katerih pa večina ne upošteva gibljivosti kolena v treh oseh in ravninah. V zadnjem času je bilo razvitih nekaj mehaničnih in optičnih metod za proučevanje biomehanike kolena v prostoru. V članku predstavljamo izvirno metodo za proučevanje geometrije in kinematike kolena v prostoru z uporabo koordinatnega merilnika. Metoda temelji na določitvi geometrije togega telesa v izhodiščnem, na telo fiksiranem lokalnem koordinatnem sistemu in na določanju orientacije lokalnega koordinatnega sistema v globalnem koordinatnem sistemu. Metodo primerjamo s podobnimi metodami. Prednost naše metode je v tem, da nam omogoča natančen študij prostorske biomehanike, sicer nedosegljivih sklepnih struktur na intaktnem kolenu.

Abstract. Studying the biomechanics of the knee is a demanding task because of the complexity of the knee joint motion. Many methods have been described in the literature, yet most of them do not consider movements in three axes and three planes. Lately, some precise mechanical and optical methods have been developed for the study of three-dimensional biomechanics of the knee. The paper presents our original method for studying the three-dimensional biomechanics of the knee based on the determination of the rigid body geometry in the body-fixed reference frame, and the orientation of the body-fixed reference frame in the global co-ordinate system. The data in the form of the Cartesian frame co-ordinates are gathered by the co-ordinate measuring machine. The method is compared to other similar methods. The advantage of our method is that it allows an accurate study of biomechanics of otherwise inaccessible structures of the joint.

Uvod

Proučevanje biomehanike kolena v prostoru je zelo zahtevno zaradi zapletene geometrije in anatomije sklepa. Večina teoretičnih modelov, vključno z matematičnimi dvo- ali tridimenzionalnimi modeli, temelji na Strasserjevem kinematičnem konceptu: na modelu štiriyožnične križne vezave (1–7). Ta model je poenostavljen tako, da omogoča proučevanje kinematike kolena v sagitalni ravnini in zato ni primeren za razumevanje prostorske kinematike.

Številne eksperimentalne študije, ki proučujejo normalno sklepno geometrijo in biomehaniko kolena in spremembe geometrije in biomehanike zaradi poškodbe ali operativnih posegov na kolenu, so v glavnem usmerjene na proučevanje ene ali dveh sklepnih struktur in na gibanje v eni ali dveh ravninah. Meritve so običajno posredne, ker so

*Mag. Matjaž Veselko, dr. med., KO za travmatologijo, Klinični center v Ljubljani, 1525 Ljubljana.

**Tomaž Randl, dr. med., KO za travmatologijo, Klinični center v Ljubljani, 1525 Ljubljana.

***Prof. dr. Vladimir Smrkolj, dr. med., KO za travmatologijo, Klinični center v Ljubljani, 1525 Ljubljana.

pomembni deli proučevanih sklepnih struktur, pri nedotaknjenem sklepu, za meritve nedostopni (3, 8–20). Natančnost obdelave tako pridobljenih podatkov je zato omejena, rezultati pa so nezanesljivi in lahko zavajajo (16). Prav zato prostorska sklepna geometrija in biomehanika kolena še nista povsem razjasnjeni.

Metode, ki se uporabljajo za popisovanje tridimenzionalne geometrije in kinematike kolena

Goniometrija

Ta metoda temelji na dejstvu, da je mogoče opisati medsebojno gibanje dveh togih teles, če lahko v vsakem položaju giba določimo relativen položaj teh dveh teles (21). Eno telo določimo za fiksirano, drugo pa za tisto, ki se giblje. Matematična osnova te metode je merjenje relativnega položaja med dvema koordinatnima sistemoma. Pri goniometriji kolena za fiksirano telo določimo stegnenico, za telo, ki se giblje, pa golenico. Relativen položaj stegenice in golenice med hojo določimo s pomočjo goniometra. Ta naprava je sestavljena iz potenciometrov, ki vsak v svoji ravnini merijo spremembo lege telesa, na katerega so pritrjeni. Trije potenciometri predstavljajo en koordinatni sistem. Metoda je neinvazivna, goniometer se pritrdi na stegno in golen, preiskovanec hodi s pričvrščenim goniometrom. Med hojo se podatki zbirajo in računalniško obdelujejo.

Stereofotogrametrija

To je optična metoda, s katero dobimo podatke o geometriji sklepnih površin in poteku vlaken v vezeh (22, 23). Objekt s preiskovano sklepno površino vstavimo v kalibracijsko kletko, na kateri so označene točke, katerih tridimenzionalni relativni odnos poznamo. S projektorjem projiciramo mrežo na preiskovano sklepno površino. Ta mreža služi za določanje posameznih točk na sklepni površini. S kamero slikamo sklepno površino in kalibracijsko kletko iz dveh položajev. Z dvodimenzionalnim koordinatnim digitalizatorjem izmerimo koordinate točk kalibracijske kletke in točk na presečiščih mreže na posamezni fotografiji. S temi podatki in posebnim računalniškim programom lahko rekonstruiramo geometrijo sklepne površine.

Rentgenska stereofotogrametrija

Metoda se izvaja na amputiranem kolenu. Pogačica, kapsula in ligamenti ostanejo intaktne, ostala mehka tkiva pa odstranimo. Šest kroglic premera 0,8 mm, iz snovi, ki ne prepušča rentgenskih žarkov, vstavimo v stegnenico in golenico (24). Kolenski sklep vstavimo v referenčno kletko z referenčnimi označevalci. Objekt in kletko slikamo z rentgensko cevjo iz dveh smeri pri različnih položajih upogiba kolenskega sklepa. Izmerimo koordinate označevalcev in kroglic na posameznih rentgenskih slikah. Dobljene podatke obdelamo s posebnim računalniškim programom. Na proučevanem kolenskem sklepu nato odstranimo preostala mehka tkiva, razen prednje in zadnje križne vezi. Narastišča križnih vezi označimo s kroglicami. Sledi ponovno rentgensko slikanje iz dveh smeri. Izračunamo tridimenzionalne koordinate označevalcev narastišč. S temi podatki in podatki o relativnem položaju stegenice in golenice med upogibom kolena, dobljenimi v prvem

poskusu na kolenu z intaktnim ligamentarnim aparatom, je možno izračunati spremembo razdalje med posameznimi pari označevalcev narastišč med upogibom kolena.

Koordinatni merilnik

Razvili smo svojo metodo za proučevanje tridimenzionalne biomehanike sklepov. Metoda temelji na določitvi geometrije togega telesa v izhodiščnem, na telo fiksiranem lokalnem koordinatnem sistemu, in na določanju orientacije lokalnega koordinatnega sistema v globalnem koordinatnem sistemu. Podatke v obliki koordinat kartezičnega koordinatnega sistema smo pridobili s koordinatnim merilnikom in jih analizirali s posebnim računalniškim programom.

Koordinatni merilniki se uporabljajo po vsem svetu v mehaniki, avtomobilski in naftni industriji itd. Uporabni so za testiranje in merjenje vseh vrst merjencev (25). Pa vendar, po dostopnih podatkih uporaba koordinatnega merilnika za proučevanje biomehanike humanih sklepov v literaturi še ni bila opisana.

Princip določanja določenih točk v prostoru s koordinatnim merilnikom je že dolgo znan. Mehanizem mehaničnih vodil dovoljuje premikanje tipalnega instrumenta v treh oseh v prostoru: x , y in z . Izmerjen položaj tipala na vsaki osi ustreza eni od koordinat tridimenzionalnega kartezičnega koordinatnega sistema. Središče koordinatnega sistema lahko določimo v katerikoli točki delovnega območja koordinatnega merilnika. Tako lahko vsako izmerjeno točko določimo v prostoru s tremi koordinatami koordinatnega sistema.

Dandanes so koordinatni merilniki tehnološko visoko razviti, njihova mehanična vodila drsijo po zračni blazini. Elektronsko tipalo premikajo mikroprocesorsko vodeni servomotorji. Vse to zagotavlja natančnost meritev. Podatki se vnašajo neposredno v računalniško omrežje za računalniško obdelavo. Natančnost koordinatnega merilnika je do 0,001 mm (26, 27).

Koordinatni merilnik smo uporabljali za merjenje izbranih točk na kosteh kolenskega sklepa, npr. narastišč vezi, sklepnih površin itd. Meritve so bile izvedene v različnih položajih kolena med upogibom in iztegom. Izmerjene vrednosti smo analizirali s posebej prirejenim računalniškim programom, s katerim smo določili gibanje teh točk v prostoru.

Metoda popisovanja geometrije in kinematike sklepa

Uporaba koordinatnega merilnika omogoča originalno metodo za študij in analizo tridimenzionalne geometrije in biomehanike sklepov. Metoda temelji na treh izhodiščih:

- položaj vsakega togega telesa v prostoru je določen s tremi izhodiščnimi nekolinearnimi točkami,
- relativni položaj dveh ali več togih teles v prostoru je določen s položajem ravnin, ki so prav tako določene, vsaka s tremi izhodiščnimi nekolinearnimi točkami,
- položaj vsake druge točke na opazovanem togem telesu je določen z relativnim položajem te točke glede na položaj treh izhodiščnih nekolinearnih točk telesa.

V skladu s izhodišči smo določili relativne položaje kosti v sklepu z določitvijo treh referenčnih nekolineranih točk na vsaki kosti. Z merjenjem položajev teh točk v sekvencah

med gibanjem skozi celotno gibalno območje sklepa smo zasledovali trenutne položaje posameznih točk in dobili krivulje gibanj posameznih točk. Ker se lahko določi položaj vsake poljubne točke na kosti relativno glede na tri izhodiščne nekolinearne točke, je po računski poti možno izračunati tudi krivulje gibanja poljubne točke na kosti.

Teoretična osnova metode je določitev geometrije togega telesa v lokalnem koordinatnem sistemu ter položaj in orientacija lokalnega koordinatnega sistema v globalnem (fiksni) koordinatnem sistemu (28, 29).

Opisano metodo smo uporabili za študijo tridimenzionalne geometrije in kinematike anatomskega preparata kolena.

Materiali in metode

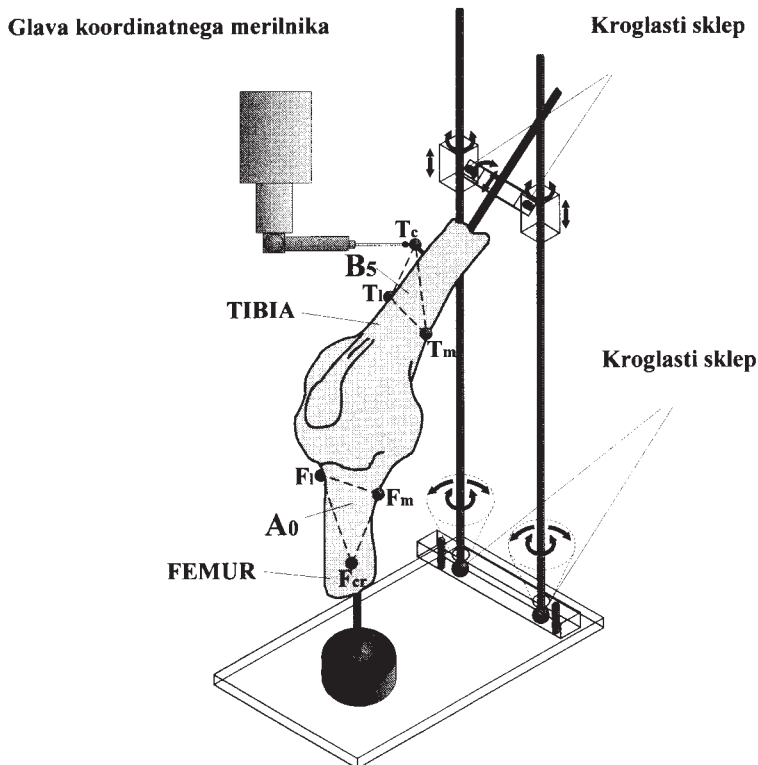
Sveže zamrznjen (pri -20°C) preparat kolena 68-letne ženske s sladkorno boleznijo, smo odmrznili in segreli do sobne temperature (20°C). Mišice in izvensklepna mehka tkiva smo odstranili. Ohranili smo sklepno kapsulo z vezmi.

Po tri vijake z okroglimi glavami smo pritrdili v diafizo stegenice in golenice. Na kito štiriglave mišice smo prišli gumijast trak z eksperimentalno določenimi elastičnimi lastnostmi in tako koleno preko ekstenzornega mehanizma obremenili z 10–100 N. Obremenitev se je linearno povečevala od iztega do upogiba. Koleno smo pričvrstili v enostavni oporni aparat s štirimi kroglastimi in tremi drsečimi sklepi. Oporni aparat s šest prostostnimi stopnjami smo sestavili tako, da je dovoljeval gibanje v treh ravninah in treh oseh (slika 1). Stegnenica je bila v opornem aparatu čvrsto pritrjena, golenica pa se je lahko v njem gibala v treh oseh in treh ravninah. Oporni aparat s preparatom kolena smo postavili v koordinatni merilnik. Uporabili smo mostni tip merilnika MERLIN, Ferranti Measurement System (25).

Meritve in izračunavanje

S koordinatnim merilnikom smo določili položaj šestih okroglih glav vijakov na stegenici in golenici. Označili smo jih s F_{cr} , F_m in F_l na stegenici in s T_c , T_m in T_l na golenici. Točke F_{cr} , F_m in F_l so določale ravnino A_0 s točko F_{cr} kot izhodiščem ortogonalnega koordinatnega sistema. Ravnino B_0 so določale točke T_c , T_m and T_l . Golenico smo premikali v sekvencah od 5° do 10° od maksimalnega iztega (ravnina B_0) do maksimalnega upogiba kolena (ravnina B_n). Spreminjanje položaja golenice v primerjavi s stegenico (ravnina B_l v primerjavi z ravnino A_0) je bilo torej določeno z merjenjem koordinat središč okroglih glav vijakov na golenici v vsakem položaju od B_0 do B_n . Nato smo ločili golenico od stegenice z disekcijo. Obe kosti smo pritrdili v koordinatnem merilniku. Izmerili smo položaj določenih točk na sklepni površini in narastiščih vezi na stegenici in na golenici. Vse podatke smo shranili v datoteke ASCII.

Z gibanjem golenice v primerjavi s stegenico premikamo lokalni koordinatni sistem v globalnem in v vsakem položaju sklepa lahko določimo položaj katere koli točke na golenici glede na položaj katere koli točke na stegenici.



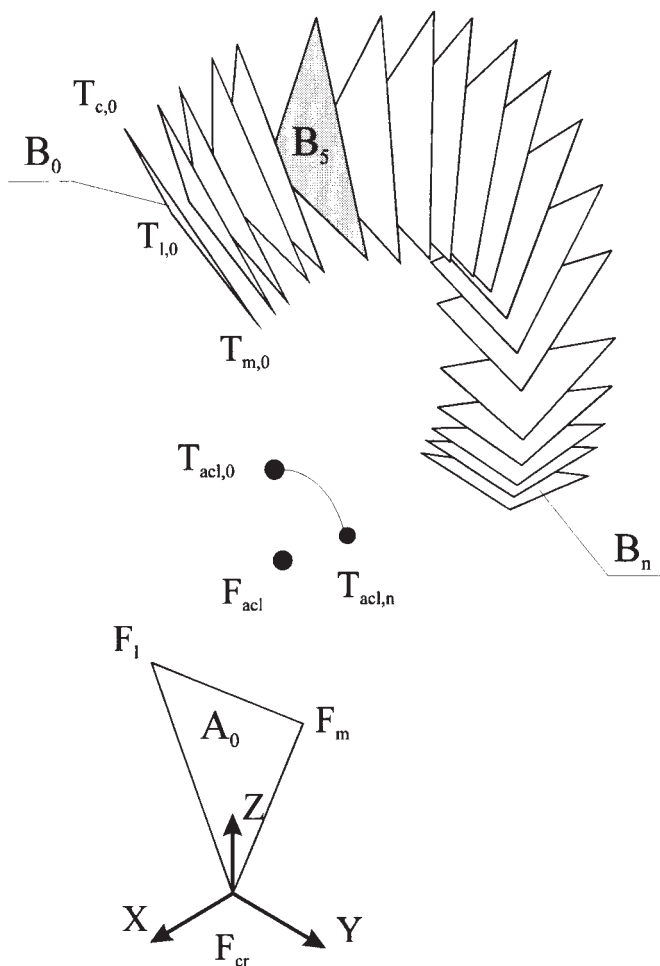
Slika 1. Anatomijski preparat kolena, fiksiran v opornem aparatu. F_{cr} – kranialna izhodiščna točka na stegnenici, F_m – medialna izhodiščna točka na stegnenici, F_l – lateralna izhodiščna točka na stegnenici, T_c – kavalna izhodiščna točka na golenici, T_m – medialna izhodiščna točka na golenici, T_l – lateralna izhodiščna točka na golenici, A_0 – izhodiščna ravnina stegnenice, B_5 – izhodiščna ravnina golenice pri 20° upogiba.

Prikazali smo sekvenčno gibanje ravnine B_l golenice glede na ravnino A_0 stegnenice (slika 2). Izhodiščne točke F_{cr} , F_m and F_l in izbrane točke na stegnenici so pritrjene v globalnem koordinatnem sistemu, medtem ko so izhodiščne točke T_c , T_m and T_l in druge izbrane točke na golenici fiksirane v lokalnem koordinatnem sistemu. Tako lahko spremljamo na primer gibanje izbranih točk narastišča sprednje križne vezi T_{acl} v primerjavi z izbranimi točkami narastišča na stegnenici F_{acl} .

Rezultate smo analizirali z računalniškim programom, napisanim posebej za to študijo.

Rezultati

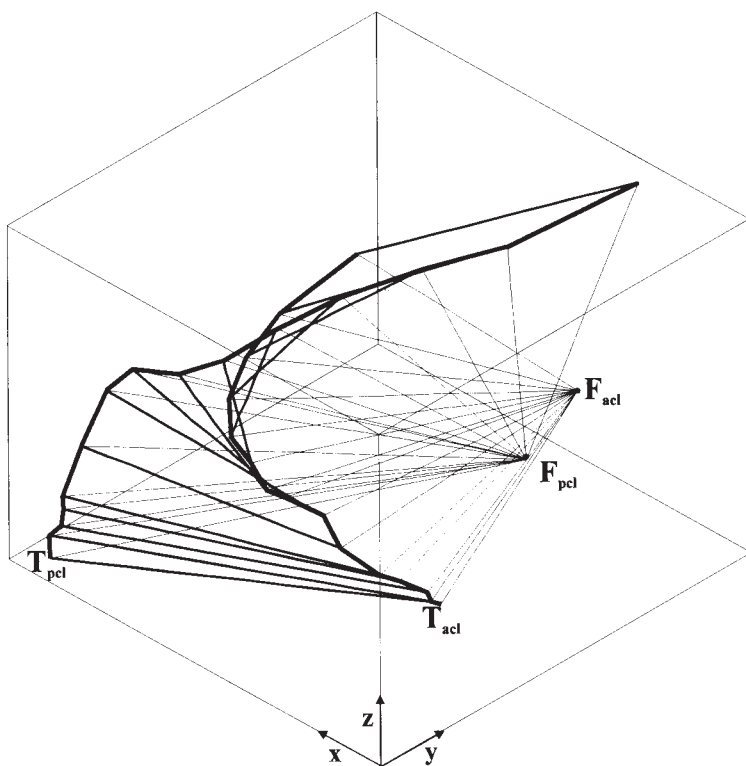
Z računalniškim programom smo izračunali krivulje gibanja geometrijskih središč narastišča sprednje in zadnje križne vezi v primerjavi z geometrijskim središčem istih vezi



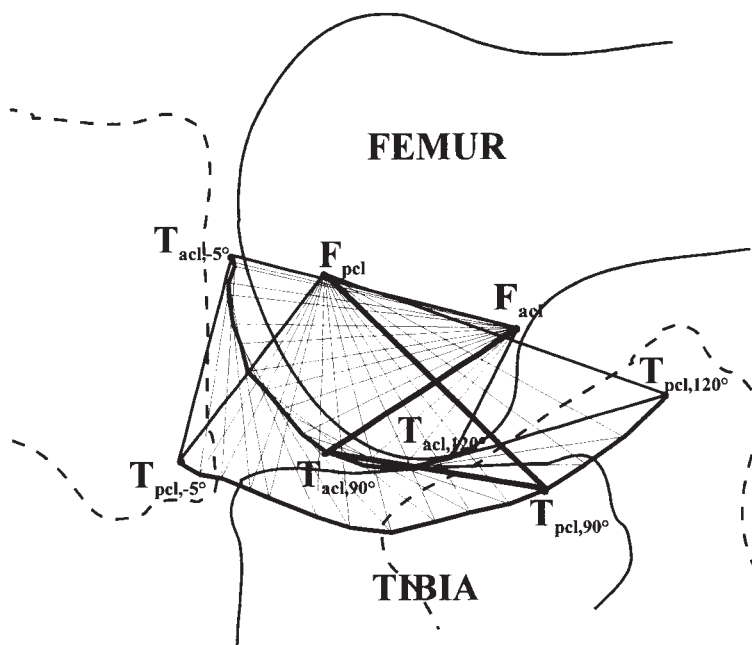
Slika 2. Sekvenčno gibanje izhodiščne ravnine golenice: F_c – kranialna izhodiščna točka stegenice, F_m – medialna izhodiščna točka stegenice, F_l – lateralna izhodiščna točka stegenice, T_c – kavdalna izhodiščna točka golenice, T_m – medialna izhodiščna točka golenice, T_l – lateralna izhodiščna točka golenice, A_0 – izhodiščna ravnina stegenice, B_0 – referenčna ravnina golenice v maksimalnem iztegu, B_5 – referenčna ravnina golenice pri upogibu 20°, B_n – izhodiščna ravnina golenice v maksimalnem upogibu, F_{acl} – geometrijsko središče narastišča sprednje križne vezi na stegenici, $T_{acl,0}$ – geometrijsko središče narastišča sprednje križne vezi na golenici v maksimalnem iztegu, $T_{acl,n}$ – geometrijsko središče narastišča sprednje križne vezi na golenici v maksimalnem upogibu.

na stegenici od iztega -5° do upogiba 140° . Rezultati so grafično prikazani v kartezičnem koordinatnem sistemu (slika 3). Vidimo lahko, da se točke narastišč križnih vezi na golenici T_{acl} in T_{pcl} gibljejo tako v sagitalni kot v koronarni in transverzni ravnini.

Grafična predstavitev tridimenzionalne kinematike ne omogoča prave predstave kinematike v prostoru. Isti graf je prikazan v sagitalni projekciji (slika 4). Zaradi boljše predstavitve je projekcija vgrajena v skicirane obrise kolenskega sklepa v iztegnjenem položaju ter v položajih upogiba 90° in 120° . Povezane krivulje gibanja teh točk lahko primerjamo s Strasserjevim modelom štiriojnice križne vezave (4). Jasno je vidno, da se razdalja med točkama narastišč vsake križne vezi med gibanjem spreminja, medtem ko bi po Strasserjevem modelu morala ostati nespremenjena v celotnem obsegu giba. Vidimo lahko, da se razdalja med narastišči sprednje križne vezi manjša z upogibom, razdalja med narastišči zadnje križne vezi pa ziztegom. Isti graf je prikazan tudi v frontalni projekciji (slika 5). Tu lahko vidimo premik točke narastišča sprednje križne vezi v frontalni ravnini v zadnjem delu iztega zaradi rotacije golenice (t. i. mehanizem *screw-home*) (30).



Slika 3. Izometrična projekcija izračunanih krivulj geometrijskih središč narastišč sprednje in zadnje križne vezi na golenico relativno glede na geometrijska središča narastišč obeh križnih vezi na stegnenico med upogibom kolena -5° do 120° ; T_{acl} – narastišče sprednje križne vezi na golenici. T_{pcl} – narastišče zadnje križne vezi na golenici. F_{acl} – narastišče sprednje križne vezi na stegnenici. F_{pcl} – narastišče zadnje križne vezi na stegnenici.



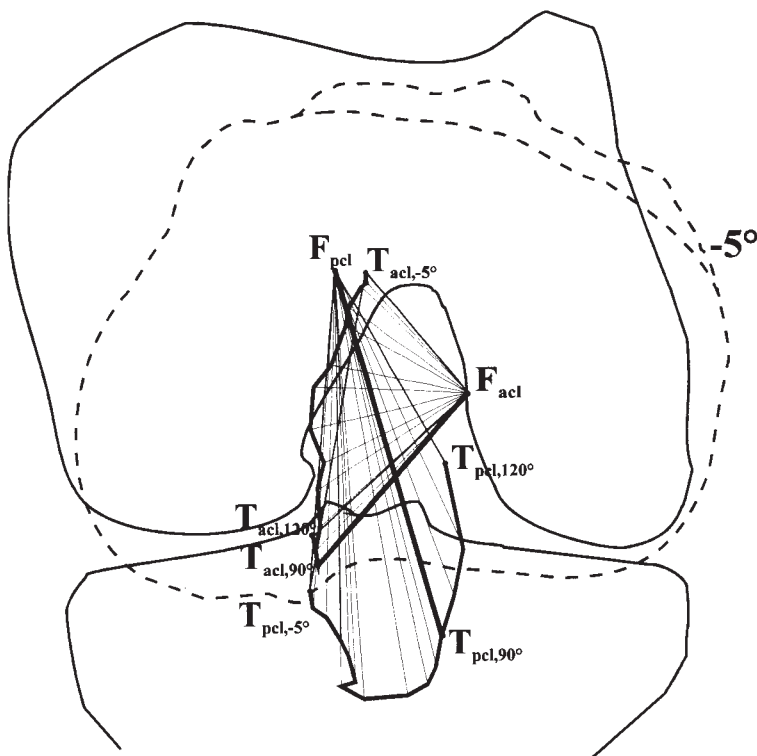
Slika 4. Sagitalna projekcija izračunanih krivulj geometrijskih središč narastišč sprednje in zadnje križne vezi na golenico relativno glede na geometrijska središča narastišč obeh križnih vezi na stegnenico med upogibom kolena -5° do 120° . Projekcija je vgrajena v skico kolena pri iztegu ter upogibu 90° in 120° . Povezane krivulje lahko primerjamo s teoretičnim Strasserjevim modelom štiriojnične križne vezave, ki predpostavlja, da ostanejo razdalje med narastišči iste vezi ves čas giba nespremenjene. Vidimo, da se na našem modelu razdalja med obema narastiščema sprednje križne vezi med upogibom zmanjšuje, pri zadnji križni vezi pa povečuje; T_{aci} – narastišče sprednje križne vezi na golenici. T_{pcl} – narastišče zadnje križne vezi na golenici. F_{aci} – narastišče sprednje križne vezi na stegnenici. F_{pcl} – narastišče zadnje križne vezi na stegnenici.

Razpravljanje

Proučevanje biomehanike kolena je zahtevno zaradi kompleksnosti gibov v kolenskem sklepu. V literaturi je opisanih veliko metod, od katerih pa le redke upoštevajo gibljivost kolena v treh oseh in ravninah. Goniometrija je neinvazivna metoda, ki se lahko uporablja za prostorsko opisovanje gibov, npr. hoje. Zelo primerna je za vrednotenje rezultatov zdravljenja poškodovanega kolena, ni pa primerna za proučevanje biomehanike sklepnih struktur (21). Stereofotogrametrija je primerna za rekonstrukcijo geometrije sklepnih površin in drugih optično dosegljivih sklepnih struktur (22, 23). Metoda je zahtevna in na njeno natančnost vplivajo kvaliteta leč, ostrina slik, natančnost kalibracije kamere itd. (22). Podatke lahko uporabimo za matematične modele, ki simulirajo gibe kolena, ne moremo pa pridobiti podatkov o kinematiki. Rentgenska stereofotogrametrija teoretično omogoča proučevanje kinematike kolena *in vivo* (24). Vendar bi bilo treba v tem primeru pritrditi kroglice na skelet živega človeka. Zato se tudi ta metoda

uporablja predvsem na kolenu trupla. Natančnost metode omejuje možnost pritrditve kroglic na tkiva. Omogoča tudi študij biomehanike sklepnih struktur, vendar je treba strukture razgaliti skozi artrotomije, da lahko nanje pritrdimo kroglice.

V članku smo želeli predstaviti izvirno metodo, ki v eksperimentalnih pogojih na kolenu trupla omogoča natančen študij tridimenzionalne biomehanike kolena in posameznih sklepnih struktur na intaktnem kolenu. Opisana metoda omogoča razne možnosti študija sklepa med gibanjem. Omogoča nam sledenje določenih točk med gibanjem znotraj intaktnega sklepa, ki so sicer med testiranjem nedosegljive. Izračunavamo lahko razdalje med katerimi koli točkami stegenice in golenice, tudi med gibanjem. Iz izmerjenih točk na površini golenice in stegenice lahko izdelamo grafični mrežni model površine kosti, z možnostjo obračanja, izračunavanja volumna ali površine ali razdalj med referenčnimi točkami in površino, določanja presekov itd.



Slika 5. Frontalna projekcija izračunanih krivulj geometrijskih središč narastišč sprednje in zadnje križne vezi na golenico relativno glede na geometrijska središča narastišč obeh križnih vezi na stegenico med upogibom kolena -5° do 120° . Premik točke narastišča na golenici je posledica rotacije golenice v zadnjem delu iztega; T_{acl} – narastišče sprednje križne vezi na golenico. T_{pcl} – narastišče zadnje križne vezi na golenico. F_{acl} – narastišče sprednje križne vezi na stegenico. F_{pcl} – narastišče zadnje križne vezi na stegenico.

Grafični model kolena lahko uporabimo za ugotavljanje razporeditve sil pri obremenitvah različnih struktur sklepa in med njimi, z metodo končnih elementov (31). Tridimenzionalni računalniški model, zgrajen iz tako pridobljenih podatkov, nam omogoča simulacijo in študijo biomehanike pri različnih operativnih metodah, npr. rekonstrukcijah križnih vezi. Omogoča tudi eksperimentalne študije normalne biomehanike v različnih pogojih, kot npr. pri obremenitvah sklepa v različnih smereh, in študije sprememb biomehanike sklepa zaradi poškodb ali patoloških sprememb. Metoda je uporabna za študij prostorske biomehanike katerega koli človeškega ali živalskega sklepa ali celotnih okončin in skeleta.

Metodo je možno izboljšati z uporabo robotske tehnologije (32, 33) zaradi boljše ponovljivosti gibanja in z uporabo optičnih sistemov merjenja za kontinuirano, namesto sekvenčnega pridobivanja podatkov med gibanjem sklepa (34). Metoda ni uporabna za proučevanje biomehanike *in vivo*.

Rezultati eksperimenta na anatomskem preparatu naj bi podprli razumevanje metode in jih ne uporabljamo za analizo dejanske biomehanike kolena. Vendarle pa rezultati kažejo, da so potrebne nadaljnje raziskave prostorske biomehanike tega sklepa. Tako lahko na primer vidimo, da se v nasprotju s Strasserjevim konceptom kinematike, torej z modelom štiriojnične križne vezave, razdalja med točkami narastišč sprednje oziroma zadnje križne vezi spreminja in da ne ostaja enaka med gibanjem od upogiba do iztega. Z raziskavami in analizami je zatorej treba še nadaljevati.

Zaključek

Uporaba koordinatnega merilnika in opisane metode nam omogoča natančno in kompleksno raziskovanje tridimenzionalne geometrije in biomehanike sklepov. Prednost je v možnosti uporabe pridobljenih podatkov za grafično modeliranje računalniškega modela realnega sklepa z animacijo realne, v eksperimentalnih pogojih posnete kinematike sklepa. Z računalniškim modelom so možne različne simulacije sprememb in študije spremenjene biomehanike zaradi patoloških sprememb, poškodb ali kirurških posegov.

Literatura

1. Abdel-Rahman E, Kefzy MS. A two-dimensional dynamic anatomical model of the human knee joint. *J Biomech Eng*, 1993; 115 (4A): 357–65.
2. Siegel M, Grood E, Hefzy S, Butler D, Noyes FR. Analyses and placement of the anterior cruciate substitute. *American Orthopaedic Society for Sports Medicine Interim Meeting*. Anaheim, CA; 1984. p. 23–6.
3. O'Connor J, et al. Geometry of the knee. In: Daniel D, et. al., eds. *Knee ligaments: structure, function, injury and repair*. New York; 1990. p. 163–99.
4. Strasser H. *Lehrbuch der muskel und gelenkmechanik*. Berlin: Springer; 1917.
5. Takeda Y, Xerogeanes JW, Livesay GA, Fu FH, Woo SL. Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy* 1994; 10 (2): 140–7.
6. Wismans J, Veldpaus F, Janssen J, Huson A, Struben P. A three-dimensional mathematical model of the knee joint. *J Biomech* 1980; 13: 677–85.
7. Zavatsky AB, O'Connor J. A model of human knee ligaments in the sagittal plane, Part II: Fiber recruitment under load. *J Eng Med* 1992; 206 (3): 135–45.
8. Biden E, O'Connor J. Experimental methods used to evaluate knee ligament function. In: Daniel D, et al., eds. *Knee ligaments: structure, function, injury, and repair*. New York, 1990: 135–51.

9. Blankewoort L, Huiskes R, De Lange A. Recruitment of knee joint ligaments. *J Biomech Eng* 1991; 113 (1): 94–103.
10. Brower RS, Melby A 3rd, Askew MJ, Beringer DC. *In vitro* comparison of over-the-top and through-the condyle anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 1992; 20 (5): 567–74.
11. Friederich NF. Kniegelenkfunktion und Kreuzbänder. *Orthopaede* 1993; 22: 334–42.
12. Hertel P, Schweiberer L. Biomechanik und Patophysiologie des Kniebandapparates. *Hefte Unfallheilkd* 1975; 124: 1–16.
13. Huson A. Biomechanische Probleme des Kniegelenkes. *Orthopaede* 1974; 3: 119–26.
14. Landjerit B, Thourot M. Articulation du genu intact, lèse, repare: dynamique experimentale *in vitro* en marche sur sol horizontal. *Acta Orthopaedica Belgica* 1992; 58(2): 113–21.
15. Muller W. *The knee. Form, function, and ligament reconstruction*. New York: Springer-Verlag; 1983. p. 8–75.
16. Schutzer SF, Christen S, Jakob RP. Further observations on isometricity of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 1989; 242: 247–55.
17. Shaw JA, Eng M, Murray DG. The longitudinal axis of the knee and the role of the cruciate ligaments in controlling transverse rotation. *J Bone Joint Surg (Am)* 1974; 56: 1603–6.
18. Wang CJ, Walker PS, Wolf B. Rotatory laxity of the human knee joint. *J Bone Joint Surg (Am)*, 1974; 56: 161–70.
19. Wirth CJ, Artmann M. Verhalten der RollGleitbewegung des belasteten Kniegelenkes bei Verlust und Ersatz des vorderen Kreuzbandes. *Arch Orthop Unfallchir* 1974; 78: 356–61.
20. Veselko M, Kastelec M. Lateral extension of femoral isometric point: new concept for isometric anterior cruciate ligament reconstruction. In: Miklavčič D, Bajd T, Stanič U, et al, eds. *Proceedings of the 9th international conference on mechanics in medicine and biology*. Ljubljana; 1996. p. 62–5.
21. Shiavi R, Limbird T, Frazer M, Stivers K, Strauss A, Abramovitz J. Helical motion analysis of the knee. Methodology for studying kinematics during locomotion. *J. Biomech* 1987; 20: 459–69.
22. Huiskes R, Kremers J, DeLange A, Woltring HJ, Selvik G, van Rens JG. Analytical stereophotogrammetric determination of three-dimensional knee-joint geometry. *J Biomech* 1985; 18: 559–70.
23. Meijer RCMB, Huiskes R, Kauer JMG. A stereophotogrammetric method for measurements of ligament structure. *J Biomech* 1989; 22: 177–84.
24. Van Dijk R, Huiskes R, Selvik G. Roentgen stereophotogrammetric methods for the evaluation of the three dimensional kinematic behaviour and cruciate ligament length patterns of the human knee joint. *J Biomech* 1979; 12: 727–31.
25. Anon, *Advanced Measurement System*. Ferranti International. Technical documentation, 1992.
26. Koren Y. *Computer control of manufacturing systems*. London: McGraw; 1986: p. 25–43.
27. Swyt DA. *Issues, concepts and standard techniques in assesing accuracy of coordinate measuring machines*. Gaithersburg, USA: NIST Technical Note 1400; 1933: p. 2–74.
28. Haug EJ. *Computer aided kinematics and dynamics of mechanical systems*. Boston: Allyn; 1989 305–91.
29. Veselko M, Jenko M, Lipušček I. The use of the co-ordinate measuring machine for the study of three-dimensional biomechanics of the knee. *Comput Biol Med* 1998; 28: 343–57.
30. Lane JG, Irby SE, Kaufman K, Rannger C, Dale MD. The anterior cruciate ligament in controlling axial rotation. An evaluation of its effect. *Am J Sports Med* 1994; 22 (2): 289–93
31. Geršak B, Trobec R, Gabrijelčič T, Slivnik B. *The model of topical heat cooling during induced hypothermic cardiac arrest in open heart surgery*. IEEE Proc. of the Int. Conf. Computers in Cardiology. Wien; 1995. p. 597–600.
32. Fujie H, Mabuchi K, Woo SL, Livesay GA, Arai A, Tsukamoto Y. The use of robotics technology to study human joint kinematics: a new methodology. *J Biomech Eng* 1993; 115 (3): 211–7.
33. Nemec B, Godler I, Veselko M, Leonardi M. *The use of force controlled robot for kinematic test in medicine*. Proc. Of 7th Int. Workshop on Robotics in Alpe-Adria-Danube Region. Smolenice 1998. p. 435–40.
34. Lenarčič J, Parenti Castelli V. *A numerical method for computing the motion of a deformable segment*. Proc. Of the Int. Conf. on Mechanics in Medicine and Biology. Ljubljana; 1996. p. 471–5.