

Matjaž Veselko¹, Martin Tonin², Janez Stare³

Merjenje izometričnosti presadka sprednje križne vezi kolena (LCA) – eksperimentalna študija

Determination of Side-to-side Isometricity of the Anterior Cruciate Ligament (ACL) Substitute – a Cadaveric Study

IZVLEČEK

KLJUČNE BESEDE: sprednja križna vez – transplantacija, biomehanika, kadaver

Po strganju rekonstruiramo sprednjo križno vez s presadkom. Ta mora dovoljevati normalni gib kolena in zagotavljati stabilnost sklepa. Postavitev nasadišč presadka mora biti natančna, sicer se lahko med gibom presadek ali njegov del raztegne, plastično deformira, raztrga ali pa ne dovoljuje polnega obsega giba. V prispevku smo preverili vpliv prostorske orientacije femoralnega nasadišča na obremenitev presadka med gibom.

Eksperimentalno smo na kadaverskih preparatih kolena preverili izometričnost dveh skrajnih vlaken 10 mm širokega presadka sprednje križne vezi in primerjali izometričnost presadkov s prostorsko različno orientiranimi prijemališči. V eksperimentu A je bilo femoralno nasadišče presadka vzporedno z ravnino zunanje stene interkondilicne kotanje (v sagitalni ravnini), v eksperimentu B pa je bilo v frontalni ravnini.

Srednja vrednost maksimalne razlike v spremembi dolžine med skrajnima vlaknoma presadka je bila pomembno in značilno manjša v eksperimentu B.

Za enakomerno obremenitev in napetost posameznih vlaken presadka je ugodnejše v frontalni ravnini orientirano femoralno nasadišče presadka.

ABSTRACT

KEY WORDS: anterior cruciate ligament – transplantation, biomechanics, cadaver

A reconstructed anterior cruciate ligament should allow normal motion and stability of the knee. An accurate placement of the graft is mandatory to prevent slackening, deformation or rupture of the graft, or limitation of the range of knee motion. We studied the influence of orientation of the femoral attachment on the distribution of loads on the graft during knee motion.

Side-to-side isometricity of a 10 mm wide graft in two extreme orientations of the graft femoral attachments was studied on a cadaveric specimen. In experiment A, the femoral attachment was parallel to the inner wall of the lateral femoral condyle, in sagittal plane. In experiment B, the femoral attachment was in frontal plane.

The mean value for the maximal side-to-side difference in fiber length change was much smaller in experiment B, the difference being statistically significant.

The study showed that the femoral attachment of the ACL graft oriented in frontal plane provides a more uniform distribution of load throughout the range of knee motion.

¹ Asist. mag. Matjaž Veselko, dr. med., Klinični oddelek za travmatologijo, SPS Kirurška klinika, Klinični center, Zaloška 7, 1525 Ljubljana.

² Doc. dr. Martin Tonin, dr. med., Klinični oddelek za travmatologijo, SPS Kirurška klinika, Klinični center, Zaloška 7, 1525 Ljubljana.

³ Doc. dr. Janez Stare, dipl. inž. mat., Inštitut za biomedicinsko informatiko, Medicinska fakulteta, Vrazov trg 2, 1000 Ljubljana.

UVOD

Za zdravljenje nestabilnega kolena po poškodbi sprednje križne vezi (LCA) uporabljamo različne kirurške tehnike (1, 2). Najbolj logična in danes najbolj razširjena je intraartikularna rekonstrukcija s presadkom, pritrjenim v anatomskih narastiščih (3, 4). Presadek naj bi bil postavljen izometrično, tako da se razdalja med nasadišči na stegnenici in golenici med gibom ne bi spreminjala in bi se tako zmanjšala možnost čezmernega raztegnjenja ali celo strganja presadka. Žal obstaja le majhno področje v predelu narastišča LCA na stegnenici in golenici, ki je »skoraj izometrično«: to je področje, kamor se narašča antero-medialni del vezi (5). Izometrično postavitve presadka lahko dosežemo le, če ga postavimo v t. i. izometrični točki na stegnenici in golenici (6, 7). Z izometrično postavljenim presadkom lahko ponovno vzpostavimo skoraj normalno kinematiko kolena, obremenitev presadka in stabilnost kolena (8).

Najpogosteje uporabljamo 10–12 mm široke presadke z vzporedno razporejenimi vlakni. Samo nekaj teh vlaken je lahko zato pritrjenih v izometričnih točkah ali blizu njih, tako da med gibom ne spremenijo dolžine. Vlakna, ki ležijo pred, za, nad ali pod izometrično točko, se med gibom daljšajo ali krajšajo, lahko se plastično deformirajo in postanejo ohlapna ali se celo strgajo in tako oslabijo presadek (8, 9).

Gib humanega kolena poteka v glavnem v sagitalni ravnini, zato ga lahko teoretično obravnavamo kot dvodimenzionalno enoprostostno vezavo, ki se giba v eni ravnini (10, 11). Zato lahko obravnavamo daljico, ki prebada izometrično točko (I_p) pravokotno na ravnino gibanja, kot izometrično linijo (I). Vsa vlakna presadka, pritrjena na izometrično linijo, bi bila zato izometrična. Taka pritrditvev presadka bi zagotovila enakomerno razporeditev napetosti po celotni širini presadka in bi zmanjšala možnost čezmernega raztega in deformacije vlaken presadka.

Prostorska orientacija izvrtanega kostnega kanala golenice, v katerega pritrđimo presadek, je v večini operativnih tehnik skoraj vzporedna z ravnino giba kolena (sagitalno ravnino). Če pritrđimo 10 mm širok presadek v kostni kanal golenice tako, da leži

v frontalni ravnini, lahko smatramo, da je nasadišče presadka na golenici vzporedno z osjo upogiba in vzporedno z izometrično linijo na golenici. Glede na orientacijo femoralnega kanala pa se uporabljata načeloma dve različni tehniki rekonstrukcije: tehnika vrtnja kostnega kanala navzven (angl. *in-out*) in navznoter (angl. *out-in*) (12, 13). Pri vrtnju stegenice navzven je kostni kanal vzporednejši s sagitalno ravnino (ravnino upogiba). Če v ta kanal pritrđimo presadek v frontalni ravnini, je tudi femoralno narastišče v izometrični liniji. V tem primeru lahko vsa vlakna smatramo za izometrična. Pri tehnikah, kjer se femoralni kanal vrta navznoter, pa je kostni kanal orientiran bolj ali manj pravokotno na sagitalno ravnino. V tem primeru je nasadišče presadka v sagitalni ravnini, torej v ravnini upogiba. Zato leži le nekaj vlaken v izometrični točki oziroma blizu nje in so izometrična, vsa ostala pa so neizometrična in se njihova dolžina med gibom spreminja. Prostorska orientacija torej lahko vpliva na izometričnost posameznih vlaken presadka. Z eksperimentalno kadaversko študijo smo želeli preveriti in primerjati izometričnost posameznih vlaken 10 mm širokega presadka dveh operativnih tehnik rekonstrukcije LCA z različno prostorsko orientiranima kostnima kanaloma na stegnenici.

MATERIALI IN METODE

Preparati

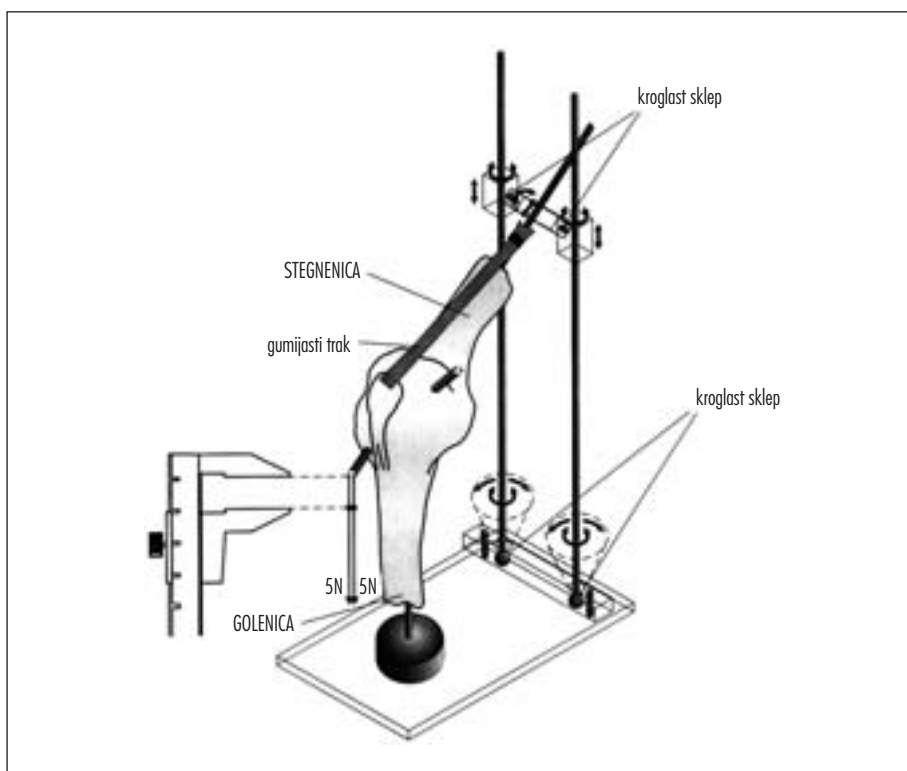
Sedem sveže na -20°C zamrznjenih anatomskih preparatov kolena smo počasi odtajali do sobne temperature ($+20^{\circ}\text{C}$). Povprečna starost darovalcev je bila 41 let. Vzrok smrti je bil v vseh primerih nasilen: prometna nesreča ali drugo. V študijo smo vključili samo klinično nepoškodovana in neokvarjena kolena. Vsa izvensklepna mehka tkiva smo odstranili. Ohranili smo vse sklepne vezi in ovojnico. Steglenico in golenico smo prekinili 20 cm od sklepne špranje, mečnico pa 10 cm pod glavico. Mečnico smo distalno fiksirali na golenico z vijakom. V intramedularni kanal stegenice in golenice smo z metilmetakrilatom v cementirali 35 cm dolge železne palice premera 11 mm.

Medialna in lateralna parapatelarna artrotomija sta nam omogočili, da smo pogačico s krnom kite štiriglave mišice zavihali navzdol, kar nam je omogočilo dober vpogled v sklep. Vsa kolena so imela nepoškodovane in neokvarjene sklepne strukture: obe križni vezi meniskusa in sklepni hrustanec. Dve Kirschnerjevi žici (K-žici) smo zavrtali skozi središče narastišča sprednje križne vezi vsakega kolena. K-žica A (za eksperiment A) je bila postavljena pravokotno na sagitalno ravnino skozi lateralni kondil stegenice (tehnika *out-in*). Žica B (za eksperiment B) je bila postavljena pod ostrim kotom na sagitalno ravnino (tehnika *in-out*). Tretja K-žica je bila postavljena skozi zadnji del narastišča LCA skozi golenico, pod kar se da enakim kotom na sagitalno ravnino kot K-žica B, tako da sta bili praktično vzporedni. Položaj žic smo kontrolirali z rentgenogrami. Srednjo sklepno dolžino med središčema obeh narastišč LCA

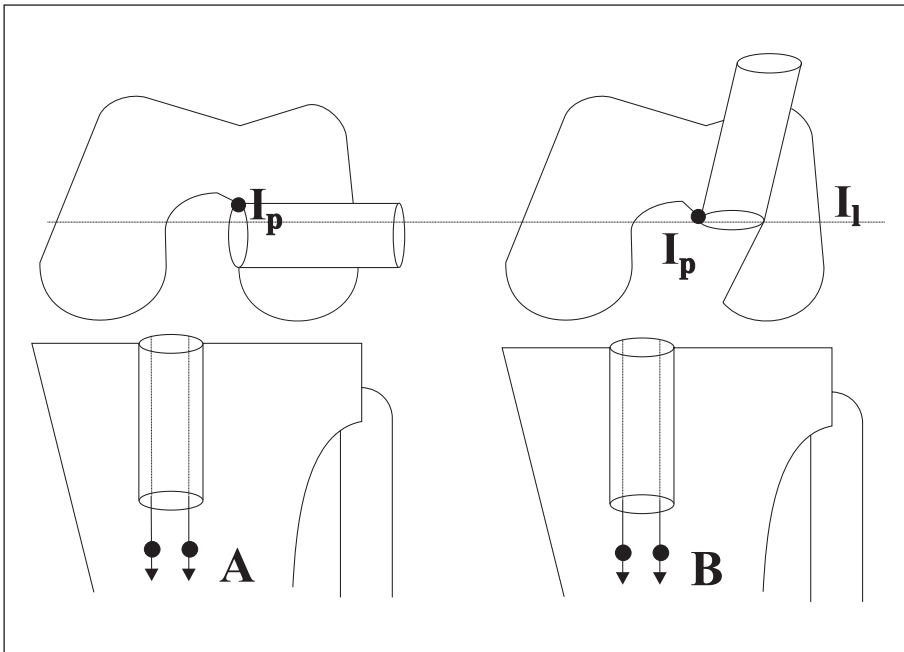
smo izmerili iz lateralnih radiogramov preparatov kolena, upognjenih za 90° . Nato smo iz vsakega preparata odstranili sprednjo križno vez. Preparate smo pritrdili v oporni mehanizem, ki je dovoljeval preparatu gibanje v vseh treh ravninah in treh oseh (slika 1).

Protokol

V prvem delu eksperimenta (A) smo vse femoralne kanale izvrtali preko vodilne K-žice A s kaniliranim svedom debeline 12 mm. Pred tem smo nekoliko odmaknili K-žico B. Kovinski valj (cilinder) premera 12 mm s pritrdjenima žičnima šivoma (tendofil, Cat. No. 099212/7, B. Braun melsungen AG) smo vstavili v kostni kanal tako, da je bila notranja ploskev valja z žičnima šivoma, oddaljenima 10 mm drug od drugega, v ravnini medialne stene zunanjega kondila stegenice. Prijemališči obeh šivov sta bili v sagitalni ravnini (slika 2).



Slika 1. Preparat, vpet v mehanizem, ki dovoljuje gibe kolena v treh oseh in treh ravninah. Okrog 5 cm pod kovinskim valjem golenice smo označili šiva s svinčnimi kroglicami. Vsako žico smo obremenili s 5 N. Razdaljo od kovinskega valja do svinčene oznake smo izmerili s kljunastim mikrometrom.



Slika 2. A – V eksperimentu A smo kovinski valj z 10 mm oddaljenima žičnima šivoma vstavili v femoralni kanal tako, da je bila sklepna ploskev valja v ravnini z medialno steno zunanjega kondila stegenice. B – v eksperimentu B smo vstavili kovinski valj v femoralni kanal tako, da je bila sklepna ploskev valja blizu izometrične točke I_p , prijemalščič šivov pa vzporedni z izometrično linijo I_e .

64

Drug kovinski valj smo postavili v kostni kanal, ki smo ga izvrtali preko K-žice skozi golenico. Ta valj je imel 10 mm narazen dve vzdolžni luknji premera 1 mm, skozi kateri sta med gibanjem preparata drsela oba žična šiva. Notranja ploskev tega valja je bila v ravnini narastišča LCA na golenici z luknjama v frontalni ravnini. Oba žična šiva smo potegnili skozi valj v golenici. 5 cm pod zunanjo ploskvijo valja smo na žici pritrdili svinčeni oznaki. Medialni šiv, pritrjen na posteriornem delu femoralnega cilindra (gledano skozi interkondilično kotanje pri kolenu, upognjenem za 90°) smo označili z AM. Lateralni šiv, pritrjen na sprednji del femoralnega cilindra, smo označili z AL. Vsak šiv smo pod svinčeni oznakami obremenili s 5 N, tako da so bili med gibom napeti. Nato smo artrotomije zaprli. 25 mm širok in 12 cm dolg elastični trak, ki smo mu pred tem eksperimentalno določili elastične lastnosti, smo prišli na kito štigrilave stegenke mišice 4 cm nad zgornjim robom pogačice in ga zgoraj fiksirali na železno palico. S tem je bilo vsako koleno preko ekstenzornega aparata obremenjeno z 10 N

v iztegnjenem položaju in s 100 N v položaju 135° . Razdaljo med zunanjo ploskvijo tibialnega cilindra in svinčeno oznako smo merili s kljunastim merilom (Vernier caliper, Mitutoyo, Japonska) (slika 1). Spremembo razdalje smo izmerili v 10 položajih fleksije kolena (0° , 15° , 30° , itd. do 135°). V vsakem položaju smo meritve ponovili 3-krat in za nadaljnje izračune uporabili njihovo povprečno vrednost. Izmerjena dolžina odseva dolžino sklepnega dela žičnih šivov v vsakem položaju kolena: krajša ko je dolžina zunanjega dela žice, daljši je njen sklepní del. Sklepni del obeh šivov predstavlja obe skrajni vlakni 10 mm širokega presadka. Tako so nam meritve omogočile izračun in grafično predstavitev sprememb dolžine obeh skrajnih vlaken presadka v različnih položajih kolena med gibanjem.

V drugem delu eksperimenta (B) smo odstranili cilindre iz stegenice. Preko K-žice B smo izvrtali nov kostni kanal. Smer kanala je bila tokrat pod ostrim kotom na sagitalno ravnino. Sklepno ustje kostnega kanala smo postavili ravno lateralno od središča anatomskega narastišča LCA na stegenico.

Naredili smo zadaj omejeno plastiko medialne stene zunanjega kondila stegenice tako, da smo jo poševno izklesali do sklepnege ustja kostnega kanala. Po narejeni plastiki je bilo ustje v frontalni ravnini, gledano skozi interkondilično kotanjo pri kolenu, upognjenem 90°. Cilinder s pritrjenima žičnima šivoma smo vstavili v femoralni kostni kanal tako, da je bila notranja ploskev v nivoju središča anatomskega narastišča LCA v frontalni ravnini, prijemašči obeh žic pa vzporedno z osjo fleksije in z izometrično linijo. Medialni žični šiv, pritrjen medialno na femoralni cilindar, smo označili z BM, lateralnega pa z BL (slika 2). Meritve smo nato ponovili.

Analiza podatkov

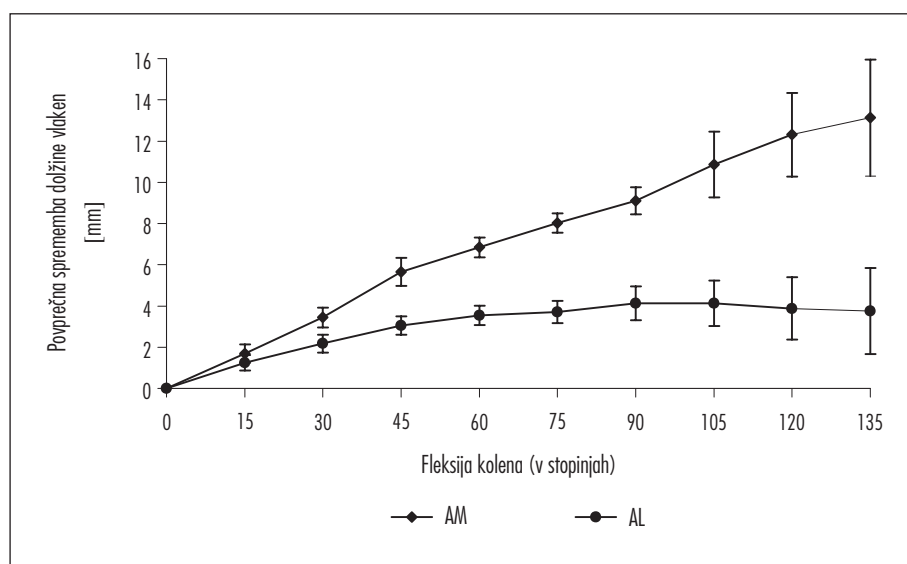
Izračunali smo spremembo dolžine sklepnege dela vsakega žičnega šiva in razliko v spremembi dolžine med medialnim in lateralnim žičnim šivom vsakega preparata v vseh položajih in rezultate obeh delov eksperimenta (A in B) primerjali med seboj. Rezultate smo statistično obdelali z analizo variance in kovariance za ponovljene meritve.

Rezultati

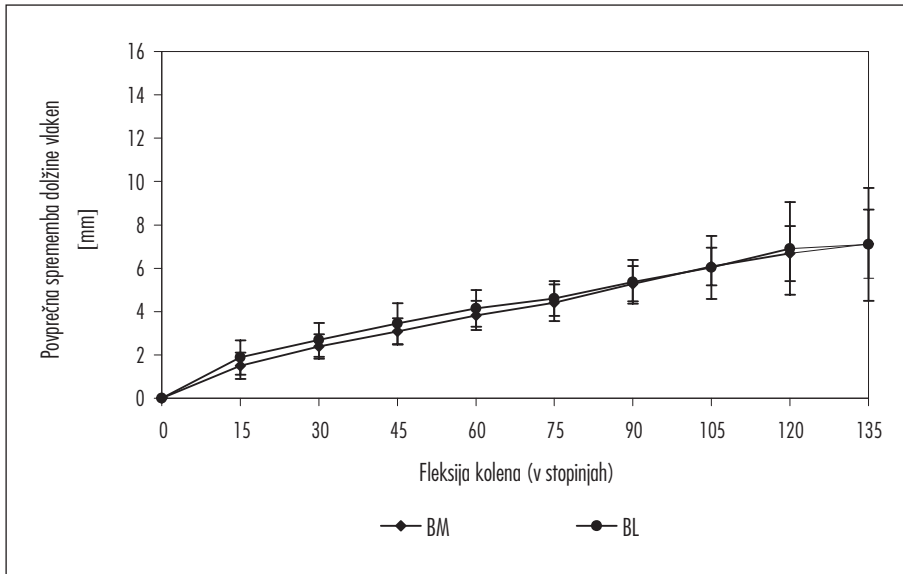
Srednja razdalja med centri narastišč LCA na stegenico in golenico sedmih, v študijo vklju-

čenih preparatov kolena, ki smo jo izračunali iz meritev na stranskih radiogramih pri 90° upogiba, je bila 31,3 mm (standardni odklon 1,113). V prvem delu eksperimenta (A) je bila srednja vrednost maksimalnih intraartikularnih sprememb dolžine medialnega žičnega šiva (AM) 12,7 mm (standardni odklon 2,812), lateralnega (AL) pa 3,4 mm (standardni odklon 2,149). Srednja vrednost maksimalnih razlik v spremembi dolžine med obema žičnima šivoma je bila 8,4 mm (standardni odklon 1,902) pri 135° upogiba. Spreminjanje dolžine obeh žičnih šivov med upogibom je prikazano na sliki 3.

V drugem delu eksperimenta (B) je bila srednja vrednost maksimalnih intrarartikularnih sprememb dolžine medialnega žičnega šiva (BM) 6,9 mm (standardni odklon 1,574), lateralnega (BL) pa 6,7 mm (standardni odklon 2,690). Srednja vrednost maksimalnih razlik v spremembi dolžine med obema žičnima šivoma pa je bila 0,3 mm (standardni odklon 1,496), med 15 in 60° stopinj. Spreminjanje dolžine obeh žičnih šivov med upogibom je prikazano na sliki 4. Srednja vrednost maksimalnih razlik v spremembi dolžine med medialnim in lateralnim žičnim šivom je bila pomembno manjša v drugem (B), kot v prvem delu eksperimenta (A), $p = 0,0001$.



Slika 3. Srednje vrednosti in standardni odkloni spremembe dolžine najbolj medialnega (AM) in najbolj lateralnega vlakna (AL) presadka srednje križne vezi (LCA) v eksperimentu A.



Slika 4. Srednje vrednosti in standardni odkloni spremembe dolžine najbolj medialnega (BM) in najbolj lateralnega vlakna (BL) presadka sprednje križne vezi (LCA) v eksperimentu B.

RAZPRAVLJANJE

Za presadke pri rekonstrukciji LCA uporabljamo naslednja tkiva: kito pogačice, kito štiriglave mišice, Ahilovo kito, potrojeno ali počtetverjeno kito semitendinozusa ali podvojeno kito semitendinozusa s podvojeno kito gracilisa (14, 15). Njihove biomehانيčne značilnosti niso enake. Sila strganja je pri presadku iz kite pogačice s kostnimi narastišči skoraj ista kot pri sprednji križni vezi, vendar je trdnost presadka kar 4-krat večja. Na drugi strani je trdnost kite semitendinozusa skoraj enaka trdnosti pri sprednji križni vezi, je pa sila strganja komaj 75 % tiste pri sprednji križni vezi (16, 17). Podvojena kita semitendinozusa s podvojeno kito gracilisa je 1,5-krat močnejša (4.304×238 N) in dvakrat trdnjša (954×292 N/mm) kot presadek iz kite pogačice (18). Nobeden od naštetih presadkov nima enakih biomehaničnih lastnosti kot izvirna sprednja križna vez (14, 15, 19). Potrojena ali počtetverjena kita semitendinozusa in podvojena kita semitendinozusa s podvojeno kito gracilisa so fascikularne in okrogle v prerezu, medtem ko so kita pogačice, kita štiriglave mišice in Ahilova kita ploščate in pravokotne v prerezu. Površina prečnega prereza vzdolž LCA se spreminja (20), med-

tem ko so prerezi vseh presadkov zaradi vzporedno potekajočih vlaken po vsej dolžini enake oblike in površine. S presadki je zato nemogoče rekonstruirati anatomsko razporeditev vlaken LCA.

Ker so biomehanske in anatomske lastnosti presadka drugačne od originalne LCA, je za uspešno rekonstrukcijo potrebna izometrična postavitev presadka (9, 21, 22, 29). V tem primeru presadek med gibanjem ne more biti preobremenjen (6–8, 10). Odensten in Gillquist sta dokazala obstoj izometričnih točk narastišč LCA, tako da sta na preparatu kolena kot nadomestek vezi uporabila enmilimetersko vrvico (23). Schutzer s sodelavci pa na svojem eksperimentalnem modelu, kjer je kot nadomestek LCA uporabljal šestmilimetersko najlonsko vrvico, izometrije ni dosegel (9). Tudi drugi avtorji s podobnimi eksperimentalnimi modeli niso dosegli izometrije presadka: sprememba dolžine presadka med gibom je v najboljšem primeru variirala od 3 do 6 mm (3, 5, 9, 24–27). Tudi teoretično je mogoče postaviti v izometrično točko oziroma blizu nje le nekaj vlaken presadka. Vsa vlakna, ki so postavljena pred, pod, za ali nad izometrično točko, pa med gibanjem spreminjajo svojo dolžino. Na dia-

gramih O'Connorja lahko vidimo, da vlakna, ki ležijo v tako imenovanem položaju *over-the-top*, torej okoli 7 mm posteriorno od izometrične točke, spremenijo med gibom svojo dolžino za 20–25 %, vlakna, ki ležijo 10 mm anteriorno od izometrične točke, pa kar za 60 %, če je narastišče na golenici v izometrični točki (10). Podobne rezultate je dobil v svoji eksperimentalni študiji Schutzer: vrstica, postavljena v položaj *over-the-top*, se je raztegnila za 13 mm (45 % osnovne dolžine), postavljena 10 mm pred središčem narastišča LCA na stegnenici pa za 12 mm (41 %) (9).

Najpogosteje uporabljeni presadek, ligament pogačice, je 10 mm širok, početverjena kita semitendinozusa in podvojena kita semitendinozusa s podvojeno kito gracilisa pa ima lahko 12 mm premera. Vlakna teh presadkov so vzporedna. Če je torej presadek pritrjen na zunanjo steno interkondilicne kotanje, leži lahko le nekaj vlaken v izometrični točki ali blizu nje. Najbolj periferna vlakna so od nje oddaljena 5 do 12 mm, kar je odvisno od položaja kostnega kanala. Ta vlakna se lahko med gibanjem čezmerno raztegnejo in plastično deformirajo ali strgajo, lahko pa ostanejo ohlapna, odvisno od tega, v katerem položaju kolena jih pričvrstimo. Presadek v celoti torej med gibanjem ni po vsej širini enakomerno obremenjen in oslabi (8).

Ker se človeško koleno giba pretežno v sagitalni ravnini, ga lahko teoretično obravnavamo kot dvodimenzionalni, enoprostostni sklep, ki se giba v eni ravnini (10). Teoretično smo dokazali, da če postavimo skozi izometrični točki na stegnenici in golenici daljci tako, da pravokotno prebadata ravnino gibanja, dobimo izometrični liniji, ki ostaneta med gibom ves čas vzporedni in enako oddaljeni. Vsa vlakna presadka, pritrjena na izometrični liniji, bi med gibom ostala enako dolga in bi bila torej med gibanjem enako obremenjena. Tudi vlakna, pritrjena na os, ki bi bila vzporedna z izometrično linijo bi bila enakomerno obremenjena. Del presadka, pritrjenega na izometrično linijo ali vzporedno z njo, bi bil enakomerno obremenjen in napet po celotnem obsegu giba. Po drugi strani pa obremenitev presadka, pritrjenega v sagitalni ravnini, ni enakomerna. Presadek torej ne deluje kot celota in je v resnici šibkejši, kot

bi lahko sklepali po njegovih eksperimentalno določenih biomehaničnih lastnostih.

Eksperimentalno smo ugotavljali razliko spremembe dolžine med najbolj medialnim in najbolj lateralnim vlaknom 10 mm širokega presadka LCA med gibanjem. Skrajni vlakni presadka sta v eksperimentu predstavljala dva žična šiva, postavljena 10 mm narazen. Na stegnenico sta bila pritrjena tako, kot da bi bil presadek pritrjen v središču narastišča originalne LCA. Prostorska orientacija prijemališča je bila v prvem delu eksperimenta (A) pravokotna na ravnino upogiba oz. pravokotna na teoretično izometrično linijo, vzporedna z zunanjo steno interkondilicne kotanje, kakor je običajno pri tehnikah rekonstrukcije *out-in*. V drugem delu eksperimenta je bilo nasadišče orientirano vzporedno z osjo upogiba in zato vzporedno in blizu izometrične linije. Ker je položaj izometrične točke na stegnenici tak, da izometrična linija prebada oba kondila stegenice, vmes pa prečka interkondilicni prostor, je najbolj logično, da se postavi nasadišče presadka na tisti del izometrične linije, ki je v zunanjem kondilu stegenice. To smo dosegli z zadaj omejeno plastiko zunanje stene interkondilicne kotanje tako, da smo posevno izdoblili zunanji del stene od spredaj posevno navzven in nazaj do višine anatomskega središča originalne LCA, v širini kostnega kanala (slika 2). Anatomsko narastišče LCA pokriva področje, ki leži pretežno za in pod izometrično točko. Razporeditev vlaken je taka, da se glede na obremenitev presadka postopoma vključujejo v delo (17). Večina je bolj napeta v iztegnjenem in ohlapnejša v upognjenem položaju kolena. To dokazuje tudi naš eksperiment.

V prvem delu eksperimenta (A) je bilo najbolj medialno vlakno (AM) pritrjeno posteriorno od izometrične točke. Najbolj lateralno vlakno (AL) je bilo pritrjeno na stegnenico anteriorno od izometrične točke in blizu nje. Največja sprememba dolžine je bila izmerjena med 90 in 105° upogiba in je bila 3,7 mm, kar pomeni 12 % povprečne intraartikularne razdalje med centroma narastišč LCA. Medtem ko lahko podaljšanje vlakna za 12 % med gibanjem glede na njegove elastične lastnosti zanemarimo, lahko 40 % sprememba dolžine vlakna BL povzroči deformacijo ali strganje tega vlakna (8). Največja razlika v spremembi

dolžine med medialnim in lateralnim vlaknom je bila v prvem delu eksperimenta 8,43 mm. To kaže na neenakomerno razporeditev obremenitve in napetosti med vlakni presadka. V drugem delu eksperimenta (B) sta bili prijemališči obeh vlaken vzporedno z izometrično linijo. Največja sprememba dolžine med fleksijo in ekstenzijo je bila 6,9 mm pri najbolj medialnem vlaknu (BM) in 6,7 mm pri najbolj lateralnem vlaknu (BL), kar pomeni 20 % povprečne intraartikularne razdalje med centroma narastišč LCA. Največja razlika v spremembi dolžine med medialnim in lateralnim vlaknom je bila v tem delu eksperimenta 0,3 mm. To kaže na to, da sta bili prijemališči obeh vlaken posteriorno od izometrične linije približno enako oddaljeni in zato vzporedni s teoretično izometrično linijo. Glede na OžConnorsov diagram (10), je ležala linija prijemališča okrog 5 mm posteriorno ali inferiorno od femoralne izometrične točke, torej v središču anatomskega narastišča LCA, oziroma na sredini med nasadiščema vlaken v prvem delu eksperimenta (AM in AL), kamor smo jo tudi v resnici postavili. Razporeditev obremenitev in napetosti vlaken presadka med fleksijo in ekstenzijo je bila v tem primeru skoraj popolnoma enakomerna.

Vzorec spreminjanja dolžine vlaken med gibanjem v naši študiji v primerjavi s Schutzerjevo študijo (9) potrjuje, da je bilo nasadišče vlakna AM v področju položaja *over-the-top*, AL pa blizu centra anatomskega narastišča

LCA na stegenico, nekoliko pred njim. Prijemališči vlaken BM in BL sta bili nekje vmes med tema dvema položajema. Sprememba dolžine vlaken med gibanjem je bila v drugem delu eksperimenta (B) večja, kot jo želimo doseči z rekonstrukcijo, vendar bi jo lahko zmanjšali tako, da bi nasadišče premaknili naprej, bliže izometrični liniji, torej bliže prijemališču vlakna AL.

ZAKLJUČEK

Naši rezultati so skladni s študijami, ki kažejo, da je sprememba dolžine presadka LCA odvisna od oddaljenosti od izometrične točke v sagitalni ravnini in da anatomski center femoralnega narastišča LCA ni izometričen. Naši rezultati pa so hkrati dokazali, da je sprememba dolžine vlaken in s tem razporeditev sil in napetosti po širini presadka odvisna tudi od prostorske orientacije prijemališča na stegenico. Glede na to je za kar najbolj enakomerno obremenitev celotnega presadka najugodnejša orientacija prijemališča vzdolž ali kar se da blizu izometrične linije in vzporedno z njo. Za enakomerno obremenitev celotnega presadka so ugodnejše tiste tehnike rekonstrukcije LCA, pri katerih ležita femoralno in tibialno nasadišče presadka v frontalni ravnini. Enakomerna obremenitev je posebno pomembna v zgodnjem obdobju remodeliranja presadka, ko njegova čvrstost upada in je večja verjetnost, da se že pri manjših obremenitvah deformira.

LITERATURA

1. Feagin JA. The syndrome of the torn anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am* 1979; 10: 81-90.
2. Friederich NF, Biedert RM. Role of extra-articular procedure. *Clin Sports Med* 1993; 12 (4): 815-24.
3. Amis AA, Jakob RP. Anterior cruciate ligament graft positioning, tensioning and twisting. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy* 1998; 6: Suppl 1: S2-S12.
4. Clancy WG Jr. Intra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Orthop Clin North Am* 1985; 16: 181-9.
5. Amis AA, Beynon B, Blankevoort L, et al. Proceedings of the ESSKA scientific workshop on reconstruction of the anterior and posterior cruciate ligaments. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy* 1994; 2: 124-32.
6. Friederich NF, Müller W. How important is isometric placement of cruciate ligament grafts? Intraoperative measurement vs mid-term clinical follow-up. *J Bone Joint Surg* 1993; 75B: *Orthop Proc (Suppl II)*: 150-1.
7. Friederich NF, O'Brien WR. Functional anatomy of the cruciate ligaments. In Jakob RP, Stäubli HU, eds. *The knee and the cruciate ligaments. Anatomy, biomechanics, reconstruction, complications, rehabilitation*. New York: Springer-Verlag; 1992. p. 78-91.
8. Friederich NF, O'Brien WR. Anterior cruciate ligament graft tensioning versus knee stability. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy* 1998; 6: Suppl 1: S38-S42.
9. Schutzer SF, Christen S, Jakob RP. Further observations on the isometricity of the anterior cruciate ligament. An anatomical study using a 6 mm diameter replacement. *Clin Orthop* 1989; 242: 247-55.

10. O'Connor J, Shercliff T, FitzPatrick D, Bradley J, Daniel MD, Biden E and al. Geometry of the knee. In: Daniel D, Akeson WH, O'Connor J, eds. *Knee ligaments: structure, function, injury, and repair*. New York: Raven; 1990. p. 163–200.
11. Strasser H. *Lehrbuch der Muskel und Gelenkmechanik*. Berlin: Springer; 1917.
12. Gerich TG, Lattermann C, Fremerey RW, Zeichen J, Lobenhoffer HP. One- versus two-incision technique for anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon graft. Results on early rehabilitation and stability. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy* 1997; 5: 213–6.
13. Milano G, Schiavone PA, Fabbriziani C. Clinical and radiographical comparison of in-out and out-in technique for ACL reconstruction. EFORT abstracts of papers and symposia. Barcelona: *J Bone Joint Surg (B)* 1997: 115.
14. Fu FH, Jackson DW, Jamison J, Lemos MJ, Simon TM. Allograft reconstruction of the anterior cruciate ligament. In: Jackson DW, ed. *The anterior cruciate ligament: current and future concepts*. New York: Raven; 1993. p. 325–38.
15. Swenson TM, Fu FH. Anterior cruciate ligament reconstruction: long-term results using autograft tissue. *Clin Sports Med* 1993; 12 (4): 709–22.
16. Noyes FR, Butler DL, Grood ES, Zernicke RF, Hefzy MS. Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee-ligament repairs and reconstructions. *J Bone Joint Surg [Am]* 1984; 66: 344–52.
17. Woo SL-Y, Adams DJ. The tensile properties of human anterior cruciate ligament (ACL) and ACL graft tissues. In: Daniel D, Akeson WH, O'Connor J, eds. *Knee ligaments: structure function, injury and repair*. New York: Raven; 1990. p. 279–89.
18. To J, Howell SM, Hull ML. Biomechanics of double-looped semitendinosus and gracilis ham-string graft and three femoral fixations devices. *Book of abstracts of AAOS 64-th Annual Meeting*. San Francisco: AAOS; 1997. p. 112.
19. France E, Paulos L, Rosenberg T, Harner C. The biomechanics of anterior cruciate allografts. In: Friedman M, Ferkel R, eds. *Prosthetic ligament reconstruction of the knee*. Philadelphia: Saunders; 1988. p. 180–5.
20. Harner CD, Livesay GA, Choi NY, Fuie H, Fu FH, Woo SL-Y. Evaluation of the sizes and shapes of the human anterior and posterior cruciate ligaments: a comparative study. *Trans Orthop Res Soc* 1992; 17: 123–7.
21. Cabaud HE. Biomechanics of the anterior cruciate ligament. *Clin Orthop* 1983; 172: 26–31.
22. Chambat P. Anatomy vs isometry of the ACL: a comparative analysis between theory and mechanics. *EFFORT congress proceedings*, Paris: EFFORT; 1993. p. 75.
23. Odensten M, Gillquist J. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament and a rationale for reconstruction. *J Bone Joint Surg [Am]* 1985; 67: 257–62.
24. Dorlot JM, Christel P, Witvoet J, Sedel L. Deplacements des insertions des ligaments croisees durant la flexion du genu normal. *Rev Chir Ortop Reparatrice Appar Mot* 1984; 70: Suppl 2: 50–3.
25. Hoogland T, Hillen B. Intraarticular reconstruction of the anterior cruciate ligament: an experimental study of length changes in different ligament reconstructions. *Clin Orthop* 1984; 185: 197–202.
26. 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 book of abstracts*, Anaheim: AOSSM; 1984. p. 164.
27. Xerogeaneas JW, Takeda Y, Livesay GA, Ishibashi Y, Kim HS, Fu FH, Woo SL-Y. Effect of knee flexion on the in situ force distribution in the human anterior cruciate ligament. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy* 1995; 3: 9–13.
28. O'Brien WR, Friederich NF. Fiber recruitment of the cruciate ligaments. In: Feagin JA Jr., ed. *The crucial ligaments*. New York: Churchill; 1994. p. 307–17.
29. Melhorn JM, Henning CE. The relationship of the femoral attachment site to the isometric tracking of the anterior cruciate ligament graft. *52nd Annual Meeting proceedings*, Las Vegas: AAOS; 1985. p. 98.

Prispelo 2. 4. 1999