

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
МЕДИЦИНСКИ ФАКУЛТЕТ

ОГЊЕН Б. ВУКАДИН

**ЗНАЧАЈ ЗАМЕНЕ ЗГЛОБНЕ ПОВРШИНЕ
ЧАШИЦЕ У ТОТАЛНОЈ АРТРОПЛАСТИЦИ
КОЛЕНА КОД ВАЛГУСНИХ
ДЕГЕНЕРАТИВНИХ ДЕФОРМИТЕТА**

ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА

БЕОГРАД, 2017.

UNIVERZITET U BEOGRADU

MEDICINSKI FAKULTET

Ognjen B. Vukadin

**ZNAČAJ ZAMENE ZGLOBNE POVRŠINE
ČAŠICE U TOTALNOJ ARTROPLASTICI
KOLENA KOD VALGUSNIH
DEGENERATIVNIH DEFORMITETA**

DOKTORSKA DISERTACIJA

BEOGRAD, 2017.

UNIVERSITY OF BELGRADE

FACULTY OF MEDICINE

Ognjen B. Vukadin

**THE IMPORTANCE OF PATELLA
RESURFACING IN TOTAL KNEE
ARTHROPLASTY FOR DEGENERATIVE
VALGUS KNEE DEFORMITY**

DOCTORAL DISSERTATION

BELGRADE, 2017.

MENTOR:

Prof Zoran Blagojević dr sc med

Medicinski Fakultet Univerziteta u Beogradu

ČLANOVI KOMISIJE:

1. Prof Zoran Baščarević dr sc med,

Medicinski Fakultet Univerziteta u Beogradu, katedra za hirurgiju

2. Prof dr Marko Kadija dr sc med,

Medicinski Fakultet Univerziteta u Beogradu, katedra za hirurgiju

3. Prof dr Branko Ristić dr sc med,

Medicinski Fakultet Univerziteta u Kragujevcu, katedra za hirurgiju

Na početku, želim da se zahvalim:

- *Mentoru, prof. Zoranu Blagojeviću na podršci, saradnji i strpljenju tokom izrade teze*
- *Prof. dr Zoranu Baščareviću i stručnom kolegijumu, na mogućnosti da obavljam istraživanje na Institutu za ortopedsko hirurgijske bolesti "Banjica".*
- *Doc dr Vladimiru Živkoviću, na dragocenoj pomoći prilikom statističke obrade podataka*
- *Mojim kolegama lekarima, medicinskim sestrama sa odeljenja i iz ambulante kao i osoblju operativnog bloka Instituta za ortopedsko hirurgijske bolesti Banjica, koji su mi pomogli prilikom izrade teze i prikupljanja podataka.*
- *Poštovanim ispitanicima, koji su uzeli učešće u istraživanju*
- *Porodici i prijateljima, koji su me podržavali i kada sam posustajao*

Mojoj Majci

Posvećeno Mili, Neveni i Mariji

ZNAČAJ ZAMENE ZGLOBNE POVRŠINE ČAŠICE U TOTALNOJ ARTROPLASTICI KOLENA KOD VALGUSNIH DEGENERATIVNIH DEFORMITETA

Rezime

Uvod Totalna artroplastika kolena je jedna od najčešćih i najuspešnijih hirurških procedura. Zamena zglobne površine čašice tokom ove procedure nije univerzalno prihvaćena. Valgusni degenerativni deformitet praćen je većom učestalošću komplikacija izazvanih problemima sa čašicom nakon totalne artroplastike kolena. U literaturi nema radova koji ispituju uticaj zamene zglobne površine čašice u ovom tipu deformiteta na rezultat totalne artroplastike kolena.

Metod Prospektivna klinička hospitalna studija obuhvatila je 60 pacijenata sa valgusnim degenerativnim deformitetom kolena i degenerativnim promenama čašice, lečenih totalnom artroplastikom kolena na Institutu za ortopedsko hirurške bolesti „Banjica“ u Beogradu u periodu od 2011. - 2016. godine. Pacijenti su podeljeni u grupu pacijenata kod kojih je zamenjena zglobna površina čašice i u grupu pacijenata kod kojih ova zamena nije izvedena. Rezultati lečenja mereni su u pravilnim vremenskim razmacima tokom perioda praćenja od dve godine. Analizirani su funkcionalni rezultati na osnovu Knee Society Score i Oxford Knee Score kao i prisustvo i intenzitet bola.

Rezultati Ispitivane grupe nisu se razlikovale u pogledu preoperativnih karakteristika. Značajnost razlike u rezultatima nadjena je kada je u pitanju Oxford Knee Score u korist grupe pacijenata kod kojih je primenjena zamena zglobne površine čašice nakon perioda praćenja od 6 meseci. U ostalim ispitivanim parametrima nije nadjena statistički značajna razlika.

Zaključak Ukupna učestalost patelarnih komplikacija nakon totalne artroplastike kolena zbog valgusnog degenerativnog deformiteta je mala. Ustanovljena značajnost razlike u rezultatu lečenja u korist pacijenata kod kojih je zamenjena zglobna površina čašice mogla bi biti od koristi pri selekciji pacijenata koji bi imali koristi od zamene zglobne površine čašice tokom totalne artroplastike kolena.

Ključne reči : artroza, valgusni deformitet, totalna artroplastika kolena, čašica

Naučna oblast: Medicina

Uža naučna oblast: Ortopedska hirurgija

THE IMPORTANCE OF PATELLAR RESURFACING IN TOTAL KNEE ARTHROPLASTY FOR DEGENERATIVE VALGUS KNEE DEFORMITY

Abstract

Introduction: Total knee arthroplasty is among most successful surgical procedures. Patellar surface replacement during total knee arthroplasty is not universally accepted among orthopedic surgeons. Treatment of valgus knee deformity is accompanied with greater incidence of complications caused by patellar dysfunction after total knee arthroplasty. In the literature we didn't find any study that would compare results of patella management solely for valgus or varus knee deformity.

Methods: This was prospective clinical hospital study which included 60 patients with symptomatic valgus degenerative knee deformity treated with total knee arthroplasty at the Institute for orthopaedic surgery "Banjica" in Belgrade in the period between 2011. and 2016. Patients were randomly assigned to a group that would receive patellar surface replacement during total knee arthroplasty and a group of patients in whom total knee arthroplasty was performed without patellar surface replacement. Results were prospectively gathered and compared at regular intervals during postoperative period of two years. Functional results were analyzed through Knee Society Score and Oxford Knee Score and presence and intensity of pain through Visual Analogue Scale.

Results: There were no significant differences between groups for questioned parameters except for Oxford Knee Score at 6 months which was in favor of patellar resurfacing group. In all other examined parameters there were no significant differences among groups.

Conclusions: Overall patellar complications following total knee arthroplasty in valgus degenerative deformity in this study were rare. Significant difference that was found in treatment results in one parameter in favour of patients with patellar resurfacing, could be useful in establishing selection criteria for patients which would benefit from patella resurfacing during total knee arthroplasty.

Key words: osteoarthritis, knee arthroplasty, patella, valgus, deformity

Science: Medicine

Orthopaedic surgery

Sadržaj

1. UVOD	1
1.1. ANATOMSKE I BIOMEHANIČKE OSOBITOSTI PRIRODNOG I VEŠTAČKOG ZGLOBA KOLENA.....	2
1.1.1. <i>Anatomske karakteristike zgloba kolena</i>	2
1.1.1.1. Koštano zglobne karakteristike.....	2
1.1.1.2. Mišići i ligamenti.....	4
1.1.2. <i>Anatomski aspekti u funkcionisanju čašice u zdravom zglobu kolena</i>	10
1.1.2.1. Anatomija trohleje femura.....	13
1.1.2.2. Ligamentarne strukture.....	13
1.1.2.3. Vaskularizacija i inervacija ekstenzornog aparata kolena	15
1.1.3. <i>Biomehanički aspekti funkcije kolena</i>	17
1.1.3.1. Mehanička osovina donjeg ekstremiteta	17
1.1.3.2. Anatomska osovina.....	18
1.1.3.3. Osnovni aspekti biomehanike zgloba kolena.....	21
1.1.3.4. Biomehanička funkcija ligamentarnih struktura.	26
1.1.3.5. Biomehanika patelofemoralnog zgloba.....	27
1.1.4. <i>Najčešći klinički poremećaji funkcije čašice</i>	34
1.1.5. <i>Radiografska analiza patelofemoralnog zgloba</i>	36
1.1.6. <i>Patelofemoralna artroza.....</i>	42
1.1.7. <i>Osnovni aspekti biomehanike totalne artroplastike kolena</i>	44
1.1.7.1. Uloga patele u totalnoj artroplastici kolena	47
1.1.7.2. Tehnika zamene patelarne zglobne površine	49
1.2. VALGUS DEFORMITET KOLENA.....	54
1.2.1. <i>Klinički značaj i osobenosti valgusnog deformiteta kolena</i>	56
1.2.2. <i>Izbor implantata u lečenju valgusnih degenerativnih deformiteta kolena</i>	65
1.2.3. <i>Komplikacije totalne artroplastike kolena u lečenju valgusnih deformiteta.....</i>	59
2. CILJEVI ISTRAŽIVANJA	60
3. MATERIJAL I METODOLOGIJA	61
3.1. TIP STUDIJE, MESTO I VREME ISTRAŽIVANJA.....	61
3.2. ISPITANICI.....	61
3.3. METODOLOGIJA.....	62
3.4. HIRURŠKA TEHNIKA TOTALNE ARTROPLASTIKE KOLENA U LEČENJU VALGUSNIH DEGENERATIVNIH DEFORMITETA.....	65
3.5. STATISTIČKA ANALIZA.....	68
4. REZULTATI.....	70
4.1. DEMOGRAFSKE KARAKTERISTIKE ISPITIVANIH GRUPA.....	70

4.2. PREOPERATIVNE VREDNOSTI ISPITIVANIH PARAMETARA I STEPEN DEFORMITETA.....	71
4.3. POSTOPERATIVNE VREDNOSTI ISPITIVANIH PARAMETARA I ZNAČAJNOST RAZLIKE.....	73
5. DISKUSIJA	79
6. ZAKLJUČCI.....	92
7. LITERATURA.....	93

1. UVOD

Totalna artroplastika kolena je jedna od najčešćih ortopedskih procedura u svetu sa trendom stalnog porasta broja godišnjih slučajeva. (1) Prema izveštaju Svetske Zdravstvene Organizacije iz 2002.g. osteoartroza je četvrti uzrok invalidnosti u svetu. (2) Sve češće oboljevaju i mlađi ljudi, radno aktivni i bez ozbiljnih pratećih oboljenja kao i inače zdravi stariji pojedinci čija onesposobljenost i lečenje predstavljaju veliki teret za porodice i zajednicu.

Istorijski, prvi rezultati ove metode bili su često kompromitovani usled komplikacija izazvanih problemima funkcionisanja patelofemoralnog zgloba. Sa razvojem tehnologije, kvaliteta endoprotetskih materijala i napretkom u dizajnu endoproteza učestalost patelofemoralnih komplikacija je značajno manja ali i dalje su one jedan od vodećih uzroka neuspeha totalne artroplastike kolena uopšte.

Problem zamene patelarne zglobne površine u totalnoj artroplastici kolena je predmet debata još od samih početaka primene ove metode u lečenju degenerativnih oboljenja kolena. (3,4) Danas se gotovo čini da se mišljenja o tom pitanju u ortopedskoj zajednici ne mogu usaglasiti i gotovo da to predstavlja filozofsko-ortopedsko pitanje o kome svaki ortopedski hirurrg koji se bavi totalnim aloartroplastikama kolena ima svoj mišljenje i iskustva koja su medjusobno potpuno suprotna kada je reč o potrebi za zamenom zglobne površine čašice tokom ove procedure. (5) Traganje za onim patološkim stanjima kolena u kojima bi zamena patelarne zglobne površine mogla imati nedvosmislene prednosti u odnosu na rizike i neželjene efekte, je od velikog značaja za usavršavanje ove metode lečenja i može biti od nesumnjive pomoći u lečenju sve većeg broja obolelih od degenerativnih oboljenja kolena sa kojima se ortopedski hirurzi susreću u praksi.

1.1. ANATOMSKE I BIOMEHANIČKE OSOBITOSTI PRIRODNOG I VEŠTAČKOG ZGLOBA KOLENA

1.1.1. Anatomske karakteristike zgloba kolena

1.1.1.1. Koštano zglobne karakteristike

Zglob kolena je sinovijalni zglob u čiji sastav ulaze femur, tibija i patela. Zglobne površine su pokrivene hijalinom zglobnom hrskavicom i zatvorene u zglobni prostor u kome se nalazi vrlo viskozna sinovijalna tečnost. Između unutrašnje sinovijalne membrane i spoljašnje fibrozne kapsule. Dodatnu stabilnost zglobu pružaju ekstraartikularni i intraartikularni ligamenti. Zglobna šupljina podeljena je intraartikularnim fibroartilaginoznim meniskusima.

Koleno nije samo šarkasti zglob koji omogućava savijanje i ispružanje već ima i mnogo složenije tipove pokreta i opterećenja. Koštana gradnja femura, tibije i čašice doprinosi strukturnoj stabilnosti zgloba zajedno sa dinamičkim i statičkim stabilizatorima u vidu ligamenata, kapsule i mišića u predelu zgloba. Oblik koštanih zglobnih okrajaka diktira dozvoljenu pokretljivost zgloba (6) i doprinosi strukturnoj stabilnosti zgloba. Tibiofemoralni zglob je najveća zglobna struktura u ljudskom telu i sastoji se od para kondiloidnih artikulacija. (6,7)

U sagitalnom profilu zglobna površina femoralnog kondila je u obliku spirale ili bregastog oblika u odnosu na tibiofemoralnu osu fleksije a krivina kondila povećava se od njegovog prednjeg ka zadnjem aspektu. Medijalni kondil ima veći radijus krivine od lateralnog i u proksimalno distalnom i u anteroposteriornom pravcu doprinoseći na taj način varus-valgus i anteroposteriornoj osovini kolena a projektuje se distalnije od lateralnog u anteroposteriornoj projekciji. Lateralni kondil projektuje se ispred medijalnog na lateralnoj projekciji (6,7). U sagitalnom pravcu lateralni kondil je 1-2cm kraći od medijalnog koji ima gotovo konstantnu širinu na transverzalnom preseku, dok se veličina lateralnog kondila posteriorno blago smanjuje(8). Pored toga postoji žleb na kojem se nalazi pripoj tetive popliteusa na lateralnom epikondilu femura koji se može koristiti kao anatomsko obeležje pri hirurškoj orijentaciji.

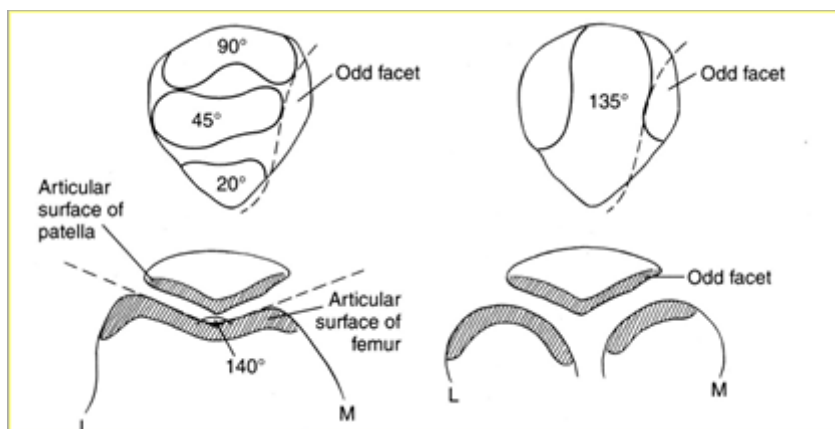
Tibijalni kondili imaju gornju površinu (plato) koja je asimetrično ovalna, konkavna medijalno i cirkularna i konveksna lateralno. Kondili su odvojeni interkondilarnom eminencijom (6,7,8). Ispred interkondilarne eminencije i distalno nalazi se tibijalni tuberozitas na kom se pripaja ligament patele. Lateralni plato tibije je manji od medijalnog (9) što odgovara dimenzijama femoralnih kondila. Različite geometrijske karakteristike medijalne i lateralne strane femura i tibije olakšavaju različite oblike pokreta unutar zgloba kolena određujući kinematiku i kinetiku zgloba kolena.

Meniskusi produbljuju konture tibijalnih kondila čineći ih podudarnijim odgovarajućim femoralnim kondilima(8), i amortizuju stres izazvan kolizijom na tibijalnom platou, apsorbujući određenu količinu kinematske energije. Sem toga u lateralnom kompartmanu lateralni kondili i femura i tibije su blago konveksni tako da je dodatna dubina koju formira meniskus od kritične važnosti za stabilnost zgloba pri pokretima i osloncu. (8)

U sastav patelofemoralnog zgloba ulaze interkondilarni žleb femura i zglobna površina čašice. Lateralni kondil femura je viši od medijalnog i sprečava lateralnu subluksaciju čašice (10). Patela je u bliskom odnosu sa ekstenzornim aparatom kolena povećavajući krak momenta sile tetive kvadricepsa tokom savijanja kolena. Stabilnosti kolena doprinose mišići, kvadriceps sa prednje strane, medijalno gracilis i sartorijus, lateralno tenzor fascije late i na zadnjoj strani hamstringsi proksimalno i gastroknemijus distalno. (10) Pasivnoj stabilnosti doprinose ligamenti i kapsula zgloba. Kapsula se na femuru pripaja oko zglobnih ivica kondila i ispod interkondilarne jame.

Patelofemoralni zglob je sedlast zglob čija je osnovna uloga da povećava mehaničku efikasnost ekstenzornog aparata kolena. Uobičajeni ugao femoralnog sulkusa je 137° sa varijacijom od 8° (9). Žleb na lateralnom kondilu femura odvaja patelofemoralnu zglobnu površinu od tibiofemoralne kontaktne površine., dok na medijalnom kondilu takve granice nema. Između zglobne površine čašice i femoralnog trohlearnog žleba postoji geometrijska kongruencija (6). Femoralni trohlearni žleb je zaravnjeniji (plići) proksimalno nego distalno što je razlog većeg rizika patelarne lateralne subluksacije u fazi pokreta bližoj punoj ekstenziji nego tokom fleksije. Trohlearni žleb sem toga ima širu i strmiju površinu lateralno koja se uz to pruža i više unapred nego na odgovarajućoj medijalnoj strani i doprinosi stabilizaciji pri kretanju patele (8)

Zglobna površina čašice zauzima oko dve trećine totalne koštane površine. Postoji sedam patelarnih faseta od kojih 3 lateralno, 3 medijalno i jedna nezglobna faseta na medijalnoj strani (neparna faseta). Medijalne fasete su nešto manje od lateralnih i njihova površina je više konveksnog oblika. (7,10) Slika 1.



Slika 1. Zglobne fasete čašice i trohleje femura. /preuzeto iz Fox A. The basic science of the patella. The Journal of knee surgery 2012;25(2):127-142./

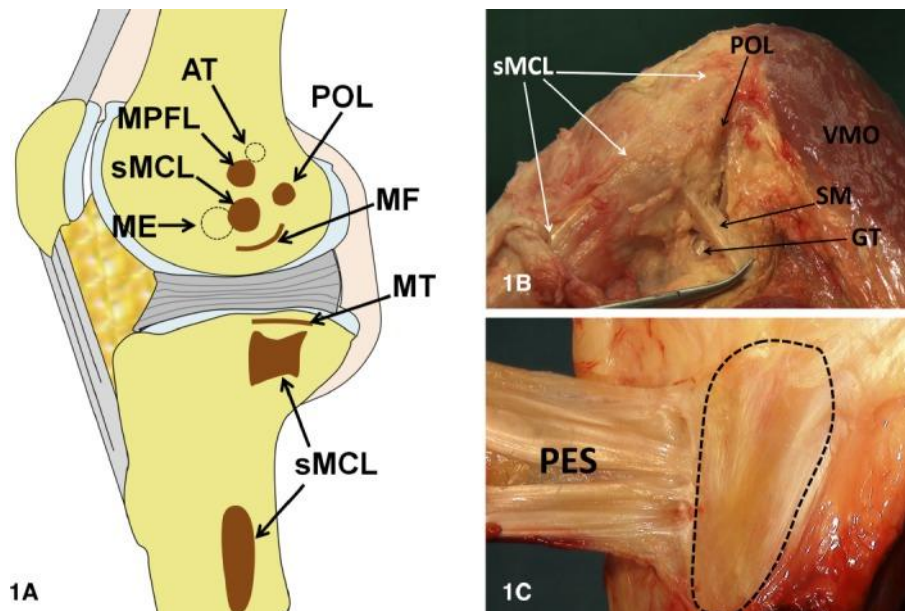
Na osnovu posebne geometrije tokom fleksije kolena, početni patelofemoralni kontakt dešava se lateralno a pravac kretanja patele je od proksimolateralno ka distalnomedijalno (9). Tokom kretanja stabilnost čašice se održava kombinacijom koštanih, ligamentarnih i mišićnih stabilizatora (6).

1.1.1.2. Mišići i ligamenti

Medijalni kompartman kolena može se podeliti u 3 sloja. Najpovršnji je sloj duboke fascije potkolenice koji je prvi ispod potkožnog tkiva i širi se od patele do središnje linije poplitealne jame (6,11). Sa prednje strane ovaj sloj se spaja sa drugim slojem u vertikalnoj liniji, 1 do 2 cm ispred prednje ivice površnog sloja medijalnog kolateralnog ligamenta (MCL). Na zadnjoj strani prvi sloj pokriva dve glave gastroknemijusa, površno od tetiva semimembranozusa, semitendinozusa i gracilisa i pruža potporu neurovaskularnim strukturama poplitealne jame. (11,12)

Sloj II (intermedijarni sloj) sadrži površni medijalni kolateralni ligament. Površni i duboki sloj medijalnog kolateralnog ligamenta odvojeni su u prednjem delu tankom burzom i masnim tkivom , dok se sjedinjavaju posteriorno (10,13). Površni MCL sastoji se iz vertikalno usmerenih i koso usmerenih vlakana. Posteriorno , kosi deo

MCL spaja se sa slojem III i u bliskoj je vezi sa posteromedijalnim delom meniskusa (7,11,14) Duž zadnjeg aspekta kolena ova kombinovana struktura spaja se sa vlaknima tetive semimembranozusa i sinovijalnom tetivnom ovojnicom formirajući kosi poplitealni ligament (6,11,14) koji obezbedjuje posteromedijalnu stabilnost kolena. Od femoralnog pripoja njegovih prednjih vlakana, poprečna traka pruža se unapred u ravni sloja II od aduktornog tuberkuluma ka superomedijalnom aspektu patele, formirajući medijalni patelofemoralni ligament, koji je odvojena struktura kapsularnih vlakana u koronarnoj ravni (6,10). Prednji deo vlakana površnog MCL, podeljen je vertikalnim delom vlakana koja se pružaju ispred i spajaju sa slojem I i medijalnim patelarnim retinakulumom (ekstenzijom tetivnih vlakana vastus medialis koja prelaze preko čašice) i medijalnim patelofemoralnim ligamentom. Slika 2.

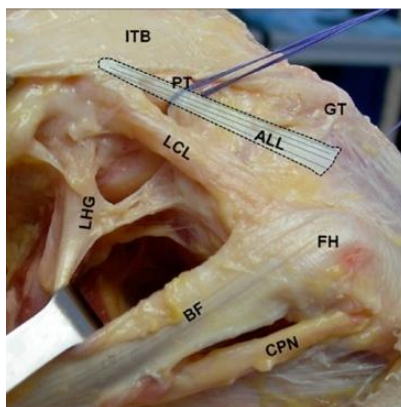


Slika 2. Priponi ligamenata medijalne strane kolena /preuzeto iz Zafagnini S, Dejour D, Arendt (eds). Patellofemoral Pain, Instability, and Arthritis. Springer, Berlin 2010./

Sloj III (duboki sloj) je najdublji kapsularni sloj, koji je čvrsto i ravnomerno spojen sa medijalnim meniskusom. Ovaj sloj je veoma tanak i naboran napred da bi se prilagodio pokretima kolena. Ispod površnog medijalnog kolateralnog ligamenta vlakna sloja III zadebljavaju stvarajući duboki sloj MCL u blizini meniskusa. Duboki sloj MCL sastoji se iz meniskofemoralnih i meniskotibijalnih traka (11). Meniskofemoralni deo dubokog ligamenta pruža se od femura do srednjeg dela

periferne ivice meniskusa. Meniskotibijalni deo ligamenta fiksira meniskus i odvojen je od površnog dela MCL koji se nalazi iznad njega. Duboki deo MCL je glavni sekundarni stabilizator prednje translacije (20).

Struktura lateralnog kompartmana kolena je analogna medijalnoj u vidu slojeva. Površni sloj (sloj I) formira prednja ekstenzija iliotibijalnog traktusa i zadnja ekspanzija tetive bicepsa. Sloj I pruža se od prepatelarne burze (na prednjoj ivici patele) ka zadnjem aspektu poplitealne jame. Sloj I spaja se sa slojem II napred i formira jasnije odvojenu i deblju traku. (6,14,15, 16, 26)



Slika 3. Ligamentarne strukture lateralne strane kolena /preuzeto iz Zafagnini, Dejour, Arendt (eds) Patellofemoral instability. Springer Berlin,2010./

Sastavni deo sloja II je lateralni kolateralni ligament (LCL), koji se pripaja na lateralnom epikondilu femura i glavi fibule i delom je obavijen površnim vlaknima sloja III. U prednjem delu sloj II formiraju retinakuli kvadricepsa a posteriorno lateralni patelofemoralni ligamenti (14,16,26, 27). Slika 3. Kao deo sloja II patelomeniscalni ligament pruža se ukoso od patele do ivice lateralnog meniskusa i potom se pripaja na Gerdy-jevom tuberkulumu. Slojevi II i III su adherentni u vertikalnoj liniji u nivou lateralne ivice patele (26,27).

Sloj III, kao i kod medijalnog kompartmana je najdublji sloj i pripojen je na lateralnu ivicu tibije i femura cirkumferentno u horizontalnoj ravni. Na proksimalnom i distalnom kraju čine ga dve lamine iza iliotibijalnog traktusa. Površnija lamina obuhvata LCL i završava posteriorno na fabelofibularnom ligamentu (6,14,16). Duboka lamina prolazi posteriorno duž lateralne ivice meniskusa formirajući meniskotibijalni ligament, koji je kaspularni pripoj za spoljnu ivicu meniskusa i otvor

za prolaz tetive popliteusa. U prednjem delu slojevi II i III su jasno odvojeni masnim tkivom.

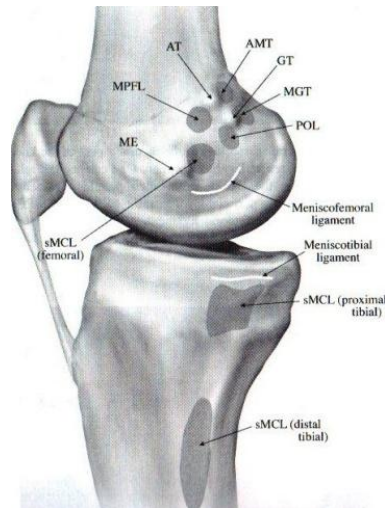
Kolateralni ligamenti

Medijalni kolateralni ligament (MCL) sastoji se od površnog i dubokog dela. Površni MCL pripaja se na medijalnom epikondilu femura i širi se distalno kao triangularna traka oko 11mm do tibijalne insercije ispod tetiva gracilisa i semitendinozusa. Prednji deo ima vertikalno postavljena vlakna dok se zadnji pruža ukoso i unazad i pripaja se na zadnjem delu meniskusa. Duboki deo MCL takodje se može podeliti na dva dela, meniskofemoralni i meniskotibijalni ligament (10,17,18)

Lateralni kolateralni ligament (LCL) je zaobljena jasno odvojena ligamentarna struktura koja se pruža od lateralnog epikondila femura do glave fibule (9). Njegova prosečna dužina je izmedju 59 i 71mm (19,26). Prečnik mu je najtanji u središnjem delu gde ima eliptičan oblik- LCL se pripaja iza lateralnog epikondila u fovei koja se nalazi prosečno 3,7mm iza apeksa epikondilarnog tuberkuluma. Nalazi se površnije od tetive popliteusa. Fibularni pripoj LCL nalaz se na platou koji ima oblik slova V na glavi fibule. (36) Lateralni kolateralni ligament je jasno odvojen od lateralnog meniskusa. (9,25)

Medijalni Patelofemoralni Ligament

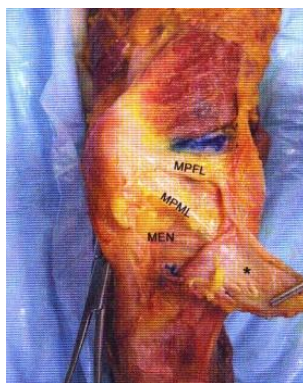
Medijalni patelofemoralni ligament (MPFL) je glavni stabilizator pri pokušaju lateralne dislokacije čašice. MPFL ima oblik peščanog sata i pruža se poprečno (pri stojećem stavu) u istom sloju kao MCL, od pripoja koji se nalazi oko 10mm proksimalno i oko 2mm iza medijalnog epikondila u žlebu izmedju medijalnog epikondila femura i na oko 2mm ispred i 4mm distalno od aduktornog tuberkuluma. Fig. 17-3 (Arendt) Slika 4.



Slika 4. Koštani pripoji medijalnih ligamentarnih struktura kolena. AT – aduktorni tuberkulum, GT – tuberkulum gastroknemijusa, ME – medijalni epikondil, AMT – tetiva m. adductor magnus, MGT – tetiva medijalne glave gastroknemijusa, sMCL – superficijelni medijalni kolateralni ligament, MPFL – medijalni patelofemoralni ligament, POL – posteriorni kosi ligament. /Preuzeto iz J Bone Jt Surg Am, 2007, 89. The anatomy of the medial part of the knee, La Prade, 2000-2010/

Proksimalni deo vlakana pruža se unapred ka vlaknim tetive medijalnog vastusa a zatim se šire i pripajaju na donjoj površini vastus medialis obliquusa i aponeurotičnim vlaknima vastus intermediusa. Distalni deo vlakana ligamenta pripaja se na superomedijalnoj ivici patele (12,20,21). Patelarni pripoj je širi od femoralnog, nalazi se na spoju proksimalne i srednje trećine patele, tipično na mestu koje je po Nomuri (22) 27 ± 10 % od proksimalne ivice patele. MPFL je prosečno širok oko 1,3cm. (22)

Medijalni patelotibijalni ligament je fibrozna struktura koja se pruža koso na medijalnom retinakulumu i pripaja se na tibiji oko 1,5 cm ispod zglobne linije u blizini pripoja medijalnog kolateralnog ligament. Zahvaljujući svojoj poziciji ima ulogu u stabilizaciji čašice pri suprotstavljanju lateralnoj i anterolateralnoj translaciji patele. Nalazi se u površnijem sloju od MPFL. Slika 5.



*Slika 5. Preparat anatomske disekcije medijalnog aspekta kolena. * označava medijalni retinaculum koji sadrži MPTL. (MPFL-medijalni patelofemoralni ligament, MPML – medijalni patelomeniscealni ligament, MPTL – medijalni patelotibijalni ligament, MEN – meniscus) Preuzeto iz E.Arendt. Anatomy and biomechanics of the patellar ligaments. *Technique Chirurg Ortoped Traumatol. 2007;5:13-18.**

U istoj ravni sa MPFL nalazi se i medijalni patelomeniscealni ligament kao zadebljana vlaknasta struktura koja se pruža pod uglom od oko 45° u odnosu na vertikalnu i pripaja se neposredno distalno od pripoja MPFL. Distalni pripoj na tibiji je neposredno distalno od koronarnog ligamenta na samom medijalnom meniskusu.

Iliotibijalni traktus

Iliotibijalni traktus formira se proksimalno u nivou velikog trohantera spajanjem fascijalnih produžetaka tenzora fascije late, gluteus maximusa i gluteus mediusa. Pripaja se za femur kroz lateralni intermuskularni septum. U predelu kolena razdvaja se na dve funkcionalne strukture: iliotibijalni traktus i iliopatelarnu traku. Iliotibijalni trakt pripaja se na suprakondilarnom tuberkulumu femura u tri sloja: kapsuloosealni, duboki i površni sloj koji se spajaju distalno na lateralnom delu tibijalnog tuberkuluma i iza i proksimalno od Gerdyjevog tuberkuluma. (23,24) Iliopatelarna komponenta traktusa spaja prednji deo iliotibijalnog trakta sa čašicom i funkcioniše u suprotstavljanju medijalno usmerenoj sili na čašicu i u dinamičkom je odnosu sa vastus lateralisom (6,24,27).

Ekstenzorni mehanizam

Ekstenzorni mehanizam sastoji se iz mišića kvadricepsa, tetive kvadricepsa, čašice, ligament patele i tibijalnog tuberkuluma. Tetive 4 glave četvoroglavog mišića buta

spajaju se u trilaminarnu strukturu tetive kvadricepsa. (7) Rectus femoris pripaja se proksimalno na ilijačnoj kosti i pruža se duž prednjeg dela natkolenice ispod sartrorijusa formirajući tetivu kvadricepsa 3-5cm iznad patele. Vastus lateralis pripaja se na lateralnom delu proksimalnog femura i spaja se sa tetivom kvadricepsa preko lateralnih retinakula oko 3cm od superolateralnog aspekta čašice. Vastus medialis pripaja se na medijalnom aspektu femura i pruža se napred i distalno i obuhvata dve grupe vlakana: vastus medialis obliquus i vastus medialis longus. Vastus intermedius nalazi se ispod ostale tri glave sa tetivnim vlaknima koja se spajaju medijalno i lateralno sa vlaknima vastus medialis i vastus lateralis i pripajaju distalno na gornjoj ivici čašice u sklopu tetive kvadricepsa. (6,7)

Vlakna tetive kvadricepsa pružaju se preko prednje površine patele i spajaju distalno sa površnim delom ligamenta patele. Patelofemoralni ligamenti stabilizuju kretanje čašice duž interkondilarnog sulkusa. Lateralni patelofemoralni ligament kao kondenzacija vlakana lateralnih retinakula pruža se od prednje površine čašice do zadnje strane lateralnog kondila femura (7).

Ligament patele

Distalni deo tetive kvadricepsa (ligament patele) pruža se od donjeg pola čašice do tibijalnog tuberkuluma i širok je oko 25-40mm a dug između 4 i 6 cm kod prosečne odrasle osobe. (8,9)

1.1.2. Anatomski aspekti u funkcionisanju čašice u zdravom zglobu kolena

Patela se smatra sezamoidnom kosti koja se razvija u tetivi četvoroglavog mišića buta. Sastoji se uglavnom od guste spongiozne kosti. Njena uloga je povećanje efikasnosti dejstva četvoroglavog mišića natkolenice povećanjem momenta sile. Ima prednju i zadnju površinu, tri ivice i vrh (apeks). (35,36,37)

Prednja površina čašice je konveksna izbrazdana uzdužnim grubim brazdama - strijama. Ova površina je prekrivena vlaknima koja se nastavljaju na tetivu kvadricepsa natkolenice koji se distalno nastavlja površnim vlaknima ligamenta patele. Slika6. Od integumenta je odvojena burzom. (38) Slika 6.

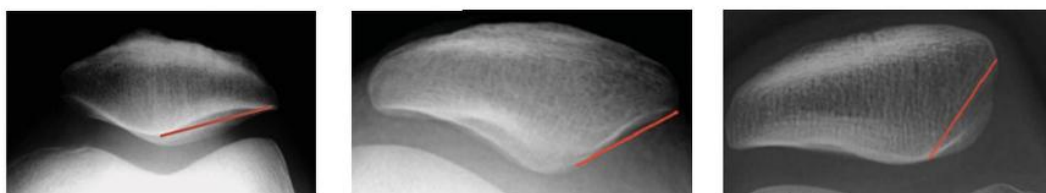


Slika 6. Patela /preuzeto iz Zafagnini, Dejour, Arendt (eds.) Patellofemoral Pain, Instability, and Arthritis. Springer, Berlin, 2010./

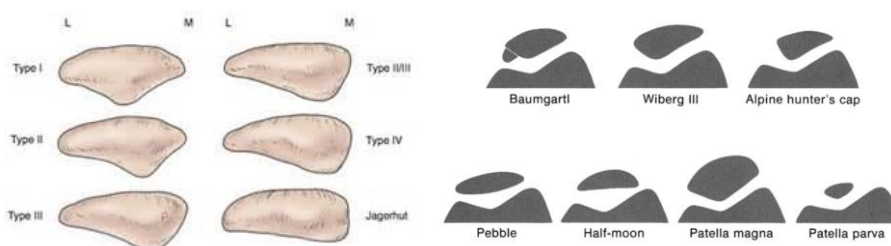
Zadnja površina uzglobljava se sa distalnim femurom. Čine je dve fasete odvojene uzdužnim grebenom. Ovaj greben grubo odgovara interkondilarnom žlebu na patelarnoj površini femura a fasete medijalnom i lateralnom delu žleba na femuru. Lateralna faseta je šira i dublja. Konkavna je i u uzdužnoj i u poprečnoj ravni. Medijalna faseta je manjim grebenom podeljena na zglobni i takozvani neparni deo (fasetu). Ovaj greben je naglašeniji u distalnom delu. Distalno od zglobne površine je gruba konveksna nezglobna površina (oko 25% visine čašice) u čijem se distalnom delu nalazi pripoj ligamenta patele. Debljina hrskavice u zglobnom delu dostiže 4-5mm u srednjem delu i najdeblja je hrskavica u telu (38, 39,40,41)

Zglobna hrskavica ne prati konturu subhondralne kosti koja se nalazi ispod nje što je jedinstven slučaj u skeletu (42). Površina zglobne hrskavice je grubo ovalnog oblika.

Upoređujući veličinu i konfiguraciju medijalne i lateralne fasete čašice Wiberg je uveo klasifikaciju na 3 morfološka tipa čašice. U tipu I medijalna i lateralna faseta su približne veličine i konkavne (oko 10% slučajeva). U tipu II medijalna fasetaje blago konveksna ili ravna i znatno manja od lateralne fasete (ovo je najčešći morfološki tip – oko 65%). Kod tipa III medijalna faseta osim što je manja od lateralne ima konveksnu formu. (43) Slika 7. Četvrti morfološki tip uveo je Baumgartl i kod ovog tipa nema centralnog grebena i medijalne fasete. (50) /slika 8./



Slika 7. Morfološki tipovi čašice po Wibergu - radiografije /preuzeto iz: Zafagnini, Dejour, Arendt (eds.) Patellofemoral Pain, Instability, and Arthritis. Springer, Berlin, 2010./



Slika 8. Morfološki tipovi čašice / preuzeto iz: Surgery of the knee. Scott NW (ed.) Elsevier, Philadelphia. 2012. /

Ivice – Gornja ivica ili bazaje debela i nagnuta unapred i naniže. Na njoj se pripaja deo četvoroglavog mišića koji nastaje od pravog mišića i srednje glave. Medijalna i lateralna ivica su tanje i naniže konvergiraju. Medijalna ivica je značajno deblja od lateralne. Na njima se pripajaju sinovija, zglobna kapsula, retinakuli i nastavci kvadricepsa pri čemu se nastavci vastus medialis pripajaju distalnije od nastavaka vastus lateralis. Na medijalnoj ivici pripaja se i medijalni patelofemoralni ligament kao i patelomeniscealni i patelotibijalni ligament. Lateralna ivica služi kao pripoj lateralnog retinakuluma koji se sastoji iz dva sloja. Površni kosi sloj koji se pruža i preko i ispred čašice i duboki poprečni retinakulum koji se pripaja direktno na lateralnoj ivici čašice. (43)

Apeks – Apeks je zašiljen i na njemu se pripaja ligament patele.

Gradja – Patela je izgradjena od jednolike guste spongiozne kosti koju okružuje tanka kompaktna kortikalna kost. Nepsredno ispod prednje površine spongiozna kost je paralelna sa površinom a u ostalom delu kosti usmereni su radijalno od zglobne površine ka ostalim delovima kosti. (36)

Osifikacija – Patela osificira iz jednog centra koji se obično pojavljuje u drugoj ili trećoj godini života ali se može javiti i odloženo do šeste godine. Retko se mogu javiti dva centra osifikacije jedan do drugog, osifikacija se završava u vreme puberteta. (45,46)

1.1.2.1. Anatomija trohleje femura

Femoralna trohleja zglobljava se sa čašicom. Podeljena je na medijalnu i lateralnu fasetu između kojih se nalazi žleb koji je u proksimalnom delu širok i plitak. U većine ljudi lateralni deo trohleje je veći širi i pruža se više put unapred nego medijalni deo. Debljina zglobne hrskavice u predelu trohleje je oko 2-3mm i tanja je medijalno nego lateralno. (38) Lateralna faseta trohleje pruža podršku čašici i obezbeđuje stabilnost čašice tokom poslednjih 15 stepeni ekstenzije. (38) U slučajevima displastičnog razvoja trohleje česta posledica je nestabilnost čašice. (47)

1.1.2.2. Ligamentarne strukture

Ligament patele sastoji se od gusto složenih kolagenih vlakana u vidu snopova postavljenih paralelno sa uzdužnom osovinom ligamenta i sadržanih unutar omotača ligamenta. Proksimalni pripoj nalazi se na prednjem aspektu distalnog pola čašice a distalni na tuberozitasu tibije. (45)

Orijentacija tetive kvadricepsa kao i rezultantna sila dejstva kvadricepsa definiše se na osnovu Q – ugla. Kada je koleno u punoj ekstenziji, Q ugao određuju linija koje polaze iz centra patele i ide do centra pripoja ligamenta patele na tibijalnom tuberkulumu i linija koja spaja centar patele i prednju gornju ilijačnu spinu. (25) Normalne vrednosti ugla su između 6 i 27° sa srednjom vrednošću od oko 15° (28). Veličina Q-ugla utiče na biomehanička svojstva patelofemoralnog zgloba. Na osnovu ranijih istraživanja in vitro studija (29) kao i ispitivanja na teoretskim modelima (30) su pokazali da povećanje Q ugla pokazuje tendenciju povećavanja medijalnog patelofemoralnog kontaktnog pritiska.

Medijalni patelofemoralni ligament (MPFL) je tanka vezivna struktura koja vezuje medijalni femoralni epikondil i superomedijalnu ivicu čašice. Nalazi se u srednjem sloju medijalnih struktura zajedno sa medijalnim retinakulumom i površnim medijalnim kolateralnim ligamentom. Površni sloj čini fascija a duboki kapsula kolena

i duboki sloj medijalnog kolateralnog ligamenta. (3,48) Dužina MPFL je oko 54-59 mm a širina 12 do 30 mm a debljina svega oko 0.44mm. (22) Iznad ove strukture nalazi se distalni deo vastus medialis obliquusa a vlakna MPFL se produžavaju u duboki sloj mišića. Obe strukture su obično povredjene pri akutnoj lateralnoj dislokaciji patele. (49) Iako je vrlo tanak ovaj ligament ima jaku otpornost na istezanje (prosečno oko 208 N) koja je najjača pri ispruženom kolenu a najslabija pri 20 stepeni fleksije. MPFL je primarni pasivni medijalni stabilizator čašice dajući oko 60% otpora dislokaciji u prvih 30 stepeni fleksije. (20,51,52) Pri fleksiji većoj od 30 stepeni glavni stabilizator čašice je trohlea. (53)

Anatomski četvoroglavi mišić buta sastoji se iz četiri mišića. To su: rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), vastus medialis (VM) and vastus intermedius (VI). Vlakna VL pripajaju se načašici pod uglom od oko 26 stepeni a vlakna VM pod uglom od oko 45 stepeni, u odnosu na rectus femoris i vastus intermedius koji se pripajaju gotovo perpendikularno na čašicu. (54) Musculus articularis genu (ili suspensor burze) polazi sa prednje strane distalnog femura i sprečava invaginaciju suprapatelarne burze ispod patele.

Distalnija i perifernija vlakna VM i VL pripajaju se pod različitim uglom na superomedijalnu i superolateralnu ivicu čašice i nazivaju se vastus medialis obliquus (VMO) i vastus lateralis obliquus (VLO). (56)

Tetiva kvadricepsa je troslojna struktura u kojoj je površni sloj formiran tetivom pravog natkolenog mišića, srednji sloj tetivama vastus lateralis i vastus medialis a duboki sloj tetivom vastus intermediusa. Medjutim, ovi slojevi nisu jasno odvojeni i medjusobnu su isprepletani sa slabo razvijenim fascijalnim prostorima. (57)

Ostali sekundarni medijalni stabilizatori čašice su medijalni retinakulum, patelomeniscealni ligament i patelotibijalni ligament. (20,54) Medijalni i lateralni retinakulum nastaju od vlakana vastus medialis i vastus lateralis koji se pružaju paralelno sa osovinom čašice a potom se ukrštaju na prednjoj površini čašice i pripajaju na kontralateralnoj strani tibije. (54,58,59) Medijalni patelomeniscealni ligament pripaja se na distalnoj trećini čašice i na prednjem rogu medijalnog meniskusa. Medijalni patelotibijalni ligament pripaja se u medijalnom delu distalne

čušice i pripaja se oko 1,5 cm distalno od zglobne pukotine u prednjeunutrašnjem aspektu tibije. (20)

Lateralni patelofemoralni ligament nije najznačajniji stabilizator pri pokušaju medijalne dislokacije čušice. Lateralni retinakulum sastoji se od transverzalnih vlakana koje su nastavak iliotibijalnog traktusa ka čušici. Patelomeniscealni ligament je najslabija struktura koja se suprotstavlja medijalnoj dislokaciji patele. (60)

U pre-patelarnom predelu, Dye i sar. (58) opisuju trilaminarnu strukturu. U površnom sloju nalaze se poprečno postavljena vlakna, u srednjem sloju koso orijentisana a duboki sloj sastoji se od uzdužnih vlakana koja pripadaju tetivi rectus femorisa. Između ovih slojeva nalaze se tri prepatelarne burze.

1.1.2.3. Vaskularizacija i inervacija ekstenzornog aparata kolena

Vaskularizaciju ekstenzornog mehanizma kolena čini mreža medjusobno povezanih anastomoza. Arterijski dovod je uglavnom iz femoralne, poplitealne i prednje tibijalne arterije. Površna femoralna arterija daje granu koja se naziva silazna genikularna arterija nakon čega ulazi u aduktorni hijatus a zatim se deli na tri grane : safenusnu, artikularnu i duboku kosu. Arterija saphena spaja se sa medijalnom inferiornom genikularnom arterijom, artikularna grana spaja se sa lateralnom superiornom genikularnom arterijom a kosa duboka grana se deli u grane koje snabdevaju kvadriceps. Lateralna superiorna genikularna arterija, medijalna superiorna genikularna arterija, lateralna inferiorna genikularna i medijalna inferiorna genikularna arterija, koje su grane poplitealne arterije doprinose vaskularizaciji ekstenzornog aparata. (61)

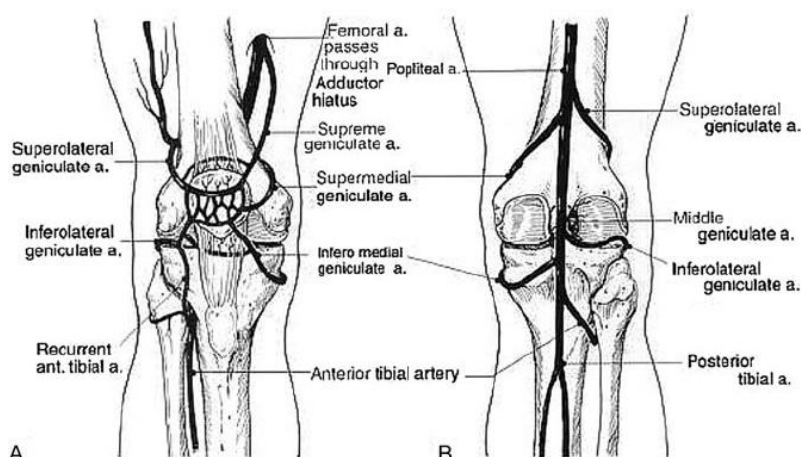
Lateralna superiorna genikularna arterija anastomozira sa silaznom granom lateralne femoralne cikumfleksne arterije stvarajući sa drugim anastomozama takozvani anastomotski vaskularni prsten čušice koji je opisao Scapinelli (62).

Medijalne i lateralne donje genikularne arterije daju grane koje snabdevaju čušicu, masno jastuče i ligament patele. Ove arterije se dele u tri grane: ascedentne parapatelarne , kose prepatelarne arterije i transverzalne infrapatelarne arterije. (61)

Ascedentne parapatelarne arterije prate ivicu patele i anastomoziraju sa descendentnim parapatelarnim granama superiornih genikularnih arterija. Kose prepatelarne

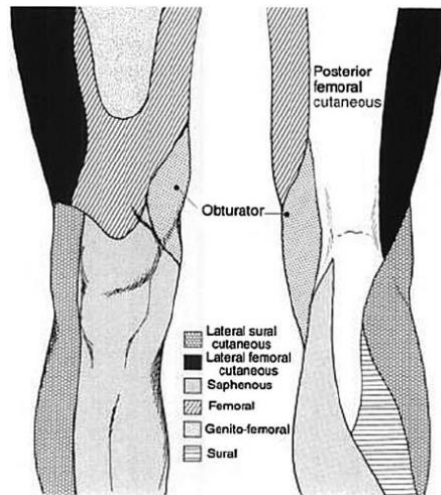
arterije konvergiraju put unapred i doprinose vaskularnom prstenu. Oko 10 do 12 arterijskih perforantnih grana penetriraju prednju površinu čašice kroz vaskularne foramene. Transvezalne infrapatelarne arterije nastavljaju se put unazad ka ligamentu patele i daju apikalne grane koje penetriraju čašicu kroz donji pol iza pripoja ligamenta patele. (61,62)

Ligament patele vaskularizovan je sa tri grane na gornjoj medijalnoj i donjoj strani. Medijalne grane nastaju iz descendentne genikularne arterije i medijalne genikularne arterije. Lateralne grane nastaju iz lateralne genikularne arterije i rekurentne prednje tibijalne arterije(63,64). Dva glavna vaskularna luka (retropatelarni i supratuberkularni) anastomoziraju sa ovim granama čineći preligamentnu mrežu. (63) Slika 9.



Slika 9. Vaskularizacija kolena /preuzeto iz Fox A. The basic science of the patella. The Journal of knee surgery 2012;25(2):127-142./

Ekstenzorni aparat kolena inervisan je uglavnom infrapatelarnom granom n.safenusa koji prolazi iza mišića sartorijusa i spaja se sa patelarnim pleksusom inervišući anteromedijalnu kapsulu, ligament patele i kožu anteromedijalnog dela kolena. Grane femoralnog nerva inervišu deo kvadricepsa i prednju i prednjepoljnu stranu kolena. (54) (Slika 10.)



Slika 10. Inervacija kolena /preuzeto iz Fox A. The basic science of the patella. The Journal of knee surgery 2012;25(2):127-142./

1.1.3. Biomehanički aspekti funkcije kolena

1.1.3.1. Mehanička osovina donjeg ekstremiteta

Mehanička osovina noge u koronarnoj ravni predstavlja se linijom koja spaja centar glave butne kosti i sredinu skočnog zgloba, prolazi oko 10 mm medijalno od centra kolena u frontalnoj ravni. Ova linija odgovara i liniji prenosa sila opterećenja. (31) Slika 11.

U sagitalnoj ravni linija prolazi neposredno ispred centra kolena, što pomaže u pasivnom zaključavanju kolena u punoj ekstenziji. (32)

Mehanička osovina femura prolazi kroz centar glave femura i centar kolena. Mehanička osovina tibije je ista kao anatomska. Spaja sredinu tibijalnog platoa i sredinu talusa. (33)



Slika 11. Mehanička osovina noge

1.1.3.2. Anatomska osovina

Anatomska osovina prolazi kroz središte dijafize femura do centra kolena a potom kroz središte dijafize tibije i ima ugao od 6° valgusa. Ovaj ugao je veći kod kraćih femura a manji kod dužih femura. (31,32)

Femoralna anatomska osovina prolazi kroz fosu piriformis i centar kolena. Ima ugao od 6° u odnosu na mehaničku osovину a 81° u odnosu na površinu lateralnog platoa tibije. Slika 12.



Slika 12. Anatomska osovina femura

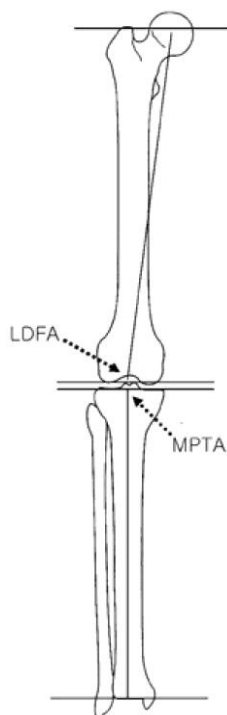
Anatomski lateralni distalni femoralni ugao (aLDFA) iznosi 81° . Slika 13.

Medijalni proksimalni tibijalni ugao (MPTA) iznosi 87° odnosno 3° varusa. Slika 14.

Mehanički lateralni distalni femoralni ugao (mLDFA) iznosi 87° .



Slika 13. Lateralni distalni femoralni ugao (LDFA)



Slika 14. Mehanički lateralni distalni femoralni ugao (LDFA) i medijalni proksimalni tibijalni ugao (MPTA)

Osovina kolena postavljena je pod uglom od 3° valgusa u odnosu na mehaničku osovinu, 6° valgusa u odnosu na distalni femur i 3° varusa u odnosu na proksimalnu tibiju. Nagib površine platoa tibije je prosečno oko 9° posteriorno. (31)

Devijacija mehaničke ose je udaljenost mehaničke osovine od centra kolena u mm. Ukazuje na neravnomerno opterećenje hrskavice zgloba sa mogućom posledičnom artrozom. (34)

Prokurvatum deformitet femura dovodi do toga da mehanička osovina prolazi iza zgloba kolena što može sprečavati "zaključavanje" kolena odnosno punu ekstenziju pri hodu.

Poremećaj osovine u predelu kolena može klinički biti kompenzovan pri hodu ako postoji mobilnost u subtalarnom zglobu

Obično dolazi do razvoja ligamentarne labavosti na konveksnoj strani deformiteta i povećane nestabilnosti. Kod varusnog deformiteta nestabilnost je obično

posterolateralno a kod valgusnog do antero ili posteromedijelne nestabilnosti. Na preopterećenoj strani dolazi do progresivnog oštećenja hrskavice. (34)

Operativno lečenje je indikovano obično ako postoji varusni poremećaj osovine veći od 10^0 ili valgusni veći od 15^0 i devijacija mehaničke osovine veća od 20mm. (38)

1.1.3.3. Osnovni aspekti biomehanike zgloba kolena

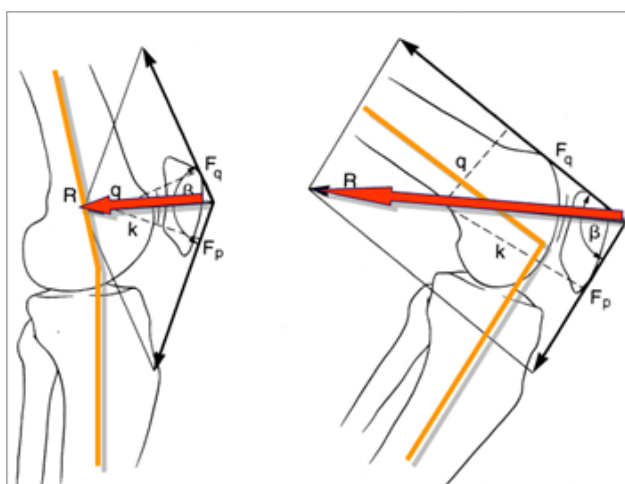
Ako se sile delovanja u kolenu prikažu na osnovu 3D fiziološkog koordinatnog sistema, sila koja deluje u proksimalno-distalnom smeru suprotstavlja se interpenetraciji kosti pri kompresiji, odnosno distrakciji kosti pri istezanju. Sile koje postoje u anteroposteriornom i medijalno lateralnom pravcu odupiru se relativnoj translaciji kostiju ili vode ka njoj. Momenat sile oko medijalno lateralne ose odupire se ili dovodi do fleksije i ekstenzije. Momenat oko antero-posteriorne ose odupire se ili vodi ka abdukciji ili adukciji (varus i valgus). Konačno moment sile koja deluje oko proksimalno distalne ose vodi ka ili se odupire medijalnoj i lateralnoj rotaciji. Glatkoća zglobnih površina omogućava minimalnu otpornost na klizajuće pokrete između zglobnih okrajaka i zbog toga se sile smicanja ne javljaju uz translacione pokrete. Sem toga nemogućnost adhezije uslovljava da ne dolazi do tenzije između zglobnih koštanih okrajaka. Generalno, gore pomenute sile opterećenja javljaju se i prenose uglavnom u vidu aksijalne kompresije između zglobnih okrajaka i kombinacije tenzije vlakana ligamenata i tetiva oko i unutar zgloba. (65)

Kinematika kolena je ograničena i kontrolisana biomehanikom donjeg ekstremiteta. Kada su u pitanju osnovne dnevne aktivnosti, varijacije opterećenja kojima je koleno izloženo su zavisne od položaja centra težine tela, kontrakcije mišića i zategnutosti ligamenata kao i reaktivnih sila zgloba i podloge. (66)

U stojećem stavu na obe noge, oba kolena nose deo težine tela i težina tela se može predstaviti vektorom sila u centru gravitacione sile sa polazištem u nivou trećeg lumbalnog pršljenja. Ako se projektuju u koronarnoj ravni centar gravitacione sile i zglobova su u istoj liniji koja prolazi kroz silu reakcije podloge. U sagitalnoj ravni, centar gravitacije se takodje nalazi u blizini vertikalne linije koja prolazi kroz centre fleksije kolena. U ovom sistemu telesna težina je ravnomerno raspoređena između kolena u vertikalnom smeru tako da se sila mišića u kolenu i ligamenata kolena može zanemariti jer je ravnoteža sila već postignuta.

Nasuprot tome pri stajanju na jednoj nozi opterećeno koleno podupire glavu, trup, gornje ekstremitete, natkolenicu na opterećenoj strani i suprotnu nogu. 93% težine tela je skoncentrisano na različitoj tački u odnosu na stajanje na obe noge. (67)

U koronarnoj ravni, linija dejstva sile telesne težine (obeležena sa P) nije centralno postavljena već je inklinirana medijalno, što uvodi lateralnu silu L koja se odnosi na mišićnu tenziju potrebnu da se uravnoteži moment sile izazvan gravitacionom silom tela u cilju da se spreči nagib femura. Silu L stvaraju gluteus maximus, tenzor fascije late i iliotibijalni traktus. U pogledu reakcije kolena, sa ispunjenjem ravnoteže momenata sile, resultantna sila R je usmerena izmedju krivina medijalnog i lateralnog femoralnog kondila sa inklinacijom od oko 5 stepeni. Sila R može biti neutralisana silom reakcije zgloba kolena odnosno silom reakcije podloge.



Slika 15. Linije dejstva sile u patelofemoralnom zglobu u sagitalnoj ravni (preuzeto iz Xin Xie. Effect of patellar component thickness on patellar kinematics and patellofemoral joint function following total knee replacement. All Disertations. Clemson University 2014; 1859)...

U sagitalnoj ravni pri stajanju na jednoj nozi kada se centar težine tela pomera put unapred odigrava se složenija reakcija sile tokom savijanja kolena. (67) Delimična težina tela P prenosi se duž vertikalne linije kroz prednji deo stopala. Sila proizvodi dorzifleksiju stopala koja se uravnotežava akcijom mišića lista potkolenice koji stvaraju tenziju MC za ravnotežu momenata sile. Ipak, P i Mc izazivaju odgovarajuću reakciju podloge što dovodi do resultantne sile R1 koja prolazi kroz centar fleksije skočnog zgloba da bi se održala ravnoteža sile. Dalje, sila P ima tendenciju da rotira

karlicu unapred, dok mišići hamstringsi obezbeđuju kombinovanu silu M_h da bi se kompenzovao momenat nagiba. P i M_h se kombinuju od stajne tačke ravnotežne sile, što rezultira silom R_2 koja prolazi kroz centar glave femura ali iza kolena. U kolenom zglobu sila R_2 povećava rotaciju usmerenom suprotno od kretanja kazaljke na satu dok se dejstvom gastroknemijusa stvara sila M_g da bi se uravnotežila sila R_2 na zadnjoj strani kolena što dovodi do rezultatne sile R_3 iza zglobne ose rotacije tokom nastavka fleksije kolena. Sila ispred kolena je stoga neophodna za uravnoteženje momenata sile. Distalni deo tetive kvadricepsa obezbeđuje tenziju P_p i uz silu R_3 dovode do rezultatne sile R_4 da bi se sačuvala stabilnost tibiofemoralnog zgloba. Pri tome se ne može zanemariti patelofemoralni zglob.

S obzirom da je distalni deo tetive kvadricepsa zategnut i aktivan u odnosu na patelu koja deluje kao oslonac poluge PF zglob će biti teško uravnotežiti ako se ne aktivira i proksimalni deo tetive čineći silu M_q . P_p i M_q čine sledeću jednačinu $M_q \cdot q = P_p \cdot k$ gde su q i k kraci momenta sile M_q i P_p u odnosu na centar fleksije kolena.

Pored toga M_q i P_p čine rezultatnu silu R_5 koja izaziva kompresiju u patelofemoralnom zglobu, dok R_4 stvara tibiofemoralnu kompresiju. (67) U sagitalnoj ravni, čitavo telo sledi ravnotežu sila/moment sile i statičke kinematičke uslove tako da se mišićno ligamentarna kontrakcija može sistematski odrediti /68/. U gore navedenoj analizi mišićno ligamentarne sile su pojednostavljene isvedene numerički da bi se izbegla opširnost matematičkih kalkulacija. (Slika 15.)

U osnovi mehanika zgloba kolena u odnosu je sa rigidnom dinamikom tela u kombinaciji sa interakcijom ligamentarnih i mišićnih sila. Mehanizmi održavanja stabilnosti zgloba i ravnoteže sila/momenta sile su pasivna reakcija zgloba, aktivna mišićna sila i pasivna ligamentarna sila pri čemu se izraz pasivna odnosi na ograničavajuću silu koju nameće čvrstina ligamenata i geometrijska kongruencija zglobnih površina, dok se izraz aktivna uglavnom odnosi na mišićnu kontrakciju i skraćenje. U pogledu kinematike tibiofemoralnog zgloba fleksija/ekstenzija je primarni oblik kretanja. Pokret fleksije je uglavnom izazvan kontrakcijom fleksornih mišića i aktivnim otporom izazvanim kombinacijom tenzije distalnog dela tetive kvadricepsa i kompresijom zglobnih površina (sila i orijentacija u odnosu na femur), pri čemu je distanca između linije dejstva tetive kvadricepsa na distalnoj inserciji i

centra pritiska unutar kontaktne površine krak poluge (65,69). Sila aktivnog otpora izaziva pasivnu reaktivnu zglobnu silu koja funkcionalno spaja tibiju i femur. Usled geometrijske nepodudarnosti, krivina zglobnih površina ne obezbeđuje dovoljnu kompresivnu silu tokom pokreta da bi se obezbedila ravnoteža zgloba.

Pored toga otpor trenja je ograničen na sinovijalne površine. Stoga oba ova faktora dovode do nestabilnosti zgloba a određeni ograničen raspon klizajućeg antero-posteriornog pokreta se javlja u svim fleksiono ekstenzionim pozicijama izuzev u punoj ekstenziji. Relativno klizanje femura unapred na tibijalnom platou tokom fleksije zateže PCL postepeno povećavajući pasivnu tenziju unutar ligamenta što predstavlja nedostajuću komponentu zglobne reaktivne sile (69, 70, 71). Konačno, ravnoteža se dostiže tako da se dalji translacioni pokret zaustavlja kada komponenta mekotkivne tenzije koja je paralelna zglobnim površinama izjednači sa primenjenom silom smicanja koju izaziva fleksija. Prema tome obim antero posteriornog pokreta klizanja zavisi od stepena deformacije ligamenata nastalog kao odgovor na rigidno kretanje kostiju, kao i od odnosa između oblika zglobnih površina i dispozicije mekih tkiva. (66) Ne samo usled klizajućeg pokreta nego i zbog anatomskih osobina ukrštenih i kolateralnih ligamenata, obavezni kotrljajući pokret dominira tokom prvih 30 stepeni fleksije što udaljava tibiofemoralne kontaktne tačke unazad na tibiji pri fleksiji i unapred pri ekstenziji. (3,4,65)

To kretanje kontaktne površine unazad pri fleksiji ima tendenciju da pojača snagu sile kvadricepsa na opružanje kolena i istovremeno smanjenje kompresivne sile na zglobnim površinama povećavajući krak poluge ranije pomenutog para. (65,69)

Mišići funkcionišu kao primarni pokretači zgloba. Posebno dve sinergističke grupe, mehanizam kvadricepsa natkolenice i hamstringsa, imaju različite fiziološke fokuse. Mehanizam kvadricepsa je odgovoran za ispružanje kolena i usporavanje kretanja femura unapred na tibiji dok dejstvo hamstringsa stimuliše fleksiju kolena i unutrašnju spoljašnju rotaciju femura na tibiji. (70)

U svim pozicijama osim u punoj ekstenziji tokom kretanja iz fleksije u ekstenziju moguć je određen obim unutrašnje –spoljašnje rotacije, koji je u rasponu od 30

stepeni unutrašnje rotacije do nekoliko stepeni spoljašnje. Potpuno ispružen zglob se neće rotirati zbog zategnutih mekih tkiva koja sprečavaju rotaciju.

Tibijalna eminencija obezbeđuje sekundarni potporni mehanizam u ograničavanju i kontroli rotacije. Lokacija medijalno lateralne kontaktne površine na tibijalnom platou pomera se zajedno sa femoralnom unutrašnjom odnosno spoljašnjom rotacijom, s obzirom da se jedna strana dislocira unazad a druga unapred. Kompresivne tibiofemoralne sile na obe strane tibijalnog platoa mogu pružiti planarnu silu radi balansa sa primenjenom unutrašnjom rotacijom usled aktivacije hamstringsa. (65)

Drugi tip pokreta kolena, abdukcija i adukcija, indukovani su mišićnom silom abduktornih i aduktornih mišićnih grupa koje pomeraju tibiju i femur relativno u odnosu jedne na drugu kost u medijalno lateralnom smeru. Da bi uravnotežila ovu silu jednaka medijalno lateralna sila usmerena u suprotnom smeru i moment sile oko anteroposteriorne ose prenose se duž zgloba. Ta ravnotežna/otporna sila uglavnom potiče od kolateralnih ligamenata zajedno sa kompresijom lateralnog kondila. Osim toga, ukršteni ligamenti obezbeđuju pasivan otpor rotaciji, čiji je moment sile kraći nego onaj koji je izazvan kolateralnim ligamentima.

Kada dodje do pokreta adukcije oko centra rotacije lociranog u području medijalnog femoralnog kondila, sile istezanja u lateralnom kompartmanu kolena doprinose momentu sile koje se odupire varusnoj rotaciji u odnosu na tačku oslonca. Istezanje u kolateralnim i ukrštenim ligamentima je angažovano da bi se kompenzovao adukcioni pokret. Da bi se uravnotežio primenjeni moment sile, koji se može označiti kao F a oko centra tibiofemoralnog zgloba, sila istezanja koju obezbeđuju ligamenti mora biti nekoliko puta veće magnitude od primenjene medijalno inklinirane sile zbog kraćeg kraka momenta sile. (65,69, 71) Iz ugla ravnoteže sila nagib kolateralnog ligamenta od oko 10 stepeni usled primenjenog opterećenja aduktornih mišića može stvoriti horizontalno komponentu sile istezanja da bi se sačuvala ravnoteža sila u horizontalnom smeru. Adukcioni pokret takodje podrazumeva i medijalno lateralnu koštanu translaciju i rezultatna kontaktna sila može se delimično preneti preko tibijalne eminencije što pomaže u savladavanju primenjenog opterećenja. (72)

1.1.3.4. Biomehanička funkcija ligamentarnih struktura.

Prema Wilsonu i sar. ligamenti i zglobne površine vode pasivnu fleksiju kolena s tim da ligamentarne strukture obezbeđuju mehaničku stabilnost i potporu pri pokretima kolena. (73) S obzirom da zglobne površine nisu u potpunosti podudarne ligamenti funkcionišu kao glavne komponente u pasivnom otporu da bi se održala ravnoteža sila i momenata sile.

Prednji ukršteni ligament je primarni stabilizator prednje translacije tibije u odnosu na femur (80%) i sekundarni kada su u pitanju unutrašnja rotacija femura, varus i valgus tibiofemoralna rotacija kao i hiperekstenzija. (74-77) Nedostatak LCA može dovesti do gubitka klizajućeg pokreta femura na tibiji. Ovaj ligament takodje ima glavnu ulogu u kontroli unutrašnje rotacije tibije u kombinaciji sa prednjom translacijom tokom anteroposteriornog pokreta. (78)

Zadnji ukršteni ligament je primarni i jedini ligamentarni stabilizator posteriorne translacije tibije u odnosu na femur tokom fleksije (oko 90% učešće), i sekundarni ograničavač tibiofemoralne varus i valgus rotacije, kao i spoljne rotacije femura (74-78) PCL obezbeđuje otpor spoljnoj rotaciji femura kada se zategne pri 90 stepeni fleksije.

Kolateralni ligamenti : medijalni kolateralni ligament je ključni stabilizator abdukcije, unutrašnje rotacije i medijalno-lateralne translacije tibije. Površni deo MCL je pruža veći deo potpore mehaničkoj kontroli unutrašnje rotacije i ključni je ograničavač valgusne rotacije tibije sa doprinosom od 57% pri fleksiji od 5 stepeni do 78% pri fleksiji od 25 stepeni (79,80). Funkcionalni značaj MCL povećava se sa fleksijom kolena jer se zadnje kapsularne strukture u dubljoj fleksiji razlabavljaju što ukazuje klinički na nestabilnost kolena u fleksiji kada ne postoji funkcionalan površni sloj MCL. (3)

Lateralni kolateralni ligament koji je lociran posteriorno u odnosu na osovinu fleksije femura je primarni stabilizator addukcije tibije tokom savijanja kolena i sekundarni ograničivač spoljašnje femoralne rotacije i posteriorne translacije. On je najzategnutiji u punoj ekstenziji i progresivno se relaksira pri fleksiji većoj od 30° (19,27,80,81,82). Da bi se sprečila varusna nestabilnost LCL ostaje zategnut tokom prvih 30 stepeni

fleksije dovoljnom zatežućom silom ali uz omogućavanje spoljne rotacije femura. Ograničavajući efekat na varus se smanjuje kada se LCL opušta u većoj fleksiji (19). Osim toga, anteroposteriorna translacija i unutrašnja rotacija nisu pod kontrolom LCL.

1.1.3.5. Biomehanika patelofemoralnog zgloba

Osnovna uloga čašice je da deluje kao oslonac koji povećava moment sile kvadricepsa. Ovo zahteva stabilnu pivotirajuću površinu za tetivu kvadricepsa koja će dobro podnositi velika kompresivna opterećenja sa minimalnim silama trenja. Patela centralizuje divergentne sile četiri glave kvadricepsa prenoseći tenziju bez trenja na ligament patele i tibijalni tuberkulum.

Sila koja je neophodna za ispružanje kolena je direktno zavisna od perpendikularne razdaljine između ligamenta patele i osovine fleksije kolena. Dvostruko veća sila je neophodna za obavljanje poslednjih 15 stepeni ekstenzije nego za dovođenje kolena iz položaja pune fleksije do pozivije od 15 stepeni fleksije. Za izvođenje pune ekstenzije neophodan je moment sile koji se povećava tokom izvođenja ekstenzije. Patela obezbeđuje ovu mehaničku povoljnost mehanizmom povezivanja i pomeranja. (5)

U prvim fazama pokreta iz pozicije potpuno savijenog kolena patela deluje primarno kao veza između tetive kvadricepsa i ligamenta patele. Najveće sile izmerene duž tetive kvadricepsa su oko 3200N a duž ligamenta patele oko 2800N. (85 F) Ovo je oko 4-5 puta više od prosečne težine tela od oko 700N. (84) Pri fleksiji od oko 135 stepeni patela klizi u interkondilarni žleb. Patelarne fasete femura dolaze u kontakt sa zglobnom površinom čašice i širokom zadnjom površinom tetive kvadricepsa. Zona opterećenja pomera se sa patelofemoralnog ka tetivno femoralnom delu gde se kontakt povećava pri fleksiji od preko 90 stepeni. (83,86) Pri izostanku patelofemoralnog kontakta moment sile je mali. U fleksiji kolena između 135 i 45 stepeni i neparna faseta angažuje se uz femur. To je jedini deo čašice koji se zglobljava sa površinom medijalnog femoralnog kondila i koji se zglobljava i sa tibijom. (83,84)

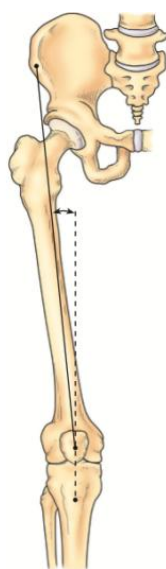
Od fleksije od 45 stepeni do pune ekstenzije patela je jedini deo ekstenzornog mehanizma kolena koji je u kontaktu sa femurom. Ona deluje tako da udaljava spoj tetive kvadricepsa, patele i ligamenta patele od ose rotacije kolena povećavajući

moment sile ekstenzornog mehanizma što omogućava postizanje poslednjih 15 stepeni ekstenzije. (85, 87) Ovo dejstvo stvara mehaničku prednost identičnu onoj koju stvara kotur (84,88,89). Pomeranjem tetive dalje od ose rotacije veće pomeranje kvadricepsa je neophodno za postizanje većeg obima pokreta. (89)

Ugao kvadricepsa (Q ugao)

Q ugao je mera osovine izmedju femura i tibije. Odredjuju ga linija koja spaja centar čašice i prednju gornju ilijačnu spinu (SIAS) i koja odredjuje pravac dejstva sile kvadricepsa i linija koja spaja centar patele i centar tibijalnog tuberkuluma (koja odgovara liniji dejstva ligamenta patele). Slika 16.

Osovina izmedju femura i tibije važna je za kretanje patele izmedju femoralnih kondila tokom savijanja i opružanja kolena. U poslednjih 30 stepeni ekstenzije dolazi i do istovremene spoljne rotacije tibije u odnosu na femur pomerajući efektivno tuberkulum tibije upolje i povećavajući q ugao. Sa lateralnijom pozicijom tibijalnog tuberkuluma tenzija na kvadricepsu dovešće do usmerenosti čašice upolje i smanjenja q ugla čemu se suprotstavlja dejstvo VMO, medijalnog retinakuluma i lateralne fasete trohlee. (90,91)



Slika 16. Q ugao

Mehanika patelofemoralnog zgloba i kinematika čašice

Promena u relativnoj poziciji i orijentaciji femura i patele rezultira varijacijom kinematike i funkcije patele. Mehanički doprinos patele u smislu elevacije tetive kvadricepsa, je značajno manji u dubokoj fleksiji nego u punoj ekstenziji. U dubokoj fleksiji patella je smeštena u interkondilarnom žlebu i ne dovodi do veće prednje dislokacije tetive kvadricepsa te se stoga ne može očekivati veći efekat na ekstenzorni moment sile. Peribližavanjem punoj ekstenziji patella se uzdiže iz interkondilarnog žleba i dovodi do značajnog prednjeg udaljavanja tetive kvadricepsa što rapidno povećava krak ekstenzornog momenta sile. (5)

Unutar patelofemoralnog zgloba, na osnovu tenzije u proksimalnom i distalnom delu tetive kvadricepsa, F_q i F_p , patelofemoralna reaktivna sila (PFRS), koja je perpendikularna na tačku kontakta patelofemoralnog zgloba I može se izračunati kao:

$$PFRS = \sqrt{F_q^2 + F_p^2 + 2F_qF_p \cos \gamma}$$

gde je γ ugao između vektora sile distalnog i proksimalnog dela tetive kvadricepsa. PFRS sila je rezultatna sila tenzije u distalnom i proksimalnom delu tetive kvadricepsa. Na osnovu triangularne relacije sila PFRS može se izraziti i kao:

$$PFRS = 2F_q \cos(\gamma/2)$$

U kolenu osa tibiofemoralne rotacije ne koincidira sa centrom patelofemoralnog zgloba, što rezultira sa dva odvojena seta ravnoteža momenata sile oko oba centra. (67). U čučućem stavu, rezultatni PFRS vektor povećava sa povećanjem ugla fleksije doprinoseći zatvaranju ugla koji formiraju linije dejstva tenzije u proksimalnom i distalnom delu tetive kvadricepsa. (5,67)

Reilly i sar. (92) ispitivali su PFRS silu tokom hoda po ravnom, penjanja uz stepenice, podizanja ispružene noge i dubokom savijanju kolena. Magnitude sile su zabeležavane i izračunate :

Patelofemoralna reaktivna sila u vidu kompresije zgloba, direktno indukuje patelofemoralni zglobni kontakt. Kontaktni pritisak i područje određeni su odnosom između geometrijskih i kinematskih odlika patele i femura. Patela ulazi u trohleu sa

lateralne strane zbog Q ugla. Kada dodje do kontakta patele i trohleje rezultantna fleksija komprimuje patelu uz femur. Centar kontaktne površine pomera se na pateli od distalnog put proksimalnog kraja tako da patela dolazi u kontakt sa femurom na distalnom kraju pri maloj fleksiji. Sa daljom fleksijom na oko 30° , kontaktna površina je ravnomereno raspoređena na obe strane femoralnih kondila. Pri fleksiji od 60° efektivni kontakt se stvara između centralnog dela patelarne površine i femoralnog žleba. Pri fleksiji od 90° kontakt se dešava između proksimalnog aspekta patelarne zglobne hrskavice i područja u blizini proksimalnog kraja femoralnog žleba. (93)

Pri fleksiji od 120° kontakt se dešava između proksimalnog aspekta patele i dva područja koja okružuju interkondilarni žleb femura (92).

Tokom prvih 30° fleksije kolena ne dolazi do efektivnog kontakta patele i femura tako da je u ovoj fazi patella najmanje stabilna. Da bi se očuvala stabilnost patele nagib lateralne fasete trohleje obezbeđuje mehaničku granicu i ravnotežnu silu kada sa patela angažuje u trohlearnom žlebu dok su retinakularne strukture i ligamenti takodje značajni za stabilnost čašice. Tako da su tri glavna faktora stabilnosti čašice zglobna geometrija, mišićna aktivnost i pasivna ligamentarno-mekotkivna kontrola.

Patelarno kretanje tokom fleksije kolena uključuje 6 vidova pokretljivosti: medijalno-lateralna translacija, supero-inferiorna translacija, anteroposteriorna translacija, medijalna – lateralna rotacija, medijalno-lateralni tilt i fleksija –ekstenzija. Osovina femoralnog trohlearnog žleba i patele sledi orijentaciju osovine sulkusa koja je u lateralnoj devijaciji u odnosu na anatomsku osovinu femura u koronalnoj ravni (94). Da bi pomogli u stabilizaciji, kvadriceps, tetiva kvadricepsa i medijalne i lateralne retinakularne strukture mehanički održavaju poziciju patele. Sa povećanjem fleksije geometrijska reakcija trohlearnog žleba preuzima najvećio deo kinematskih ograničenja.

Prema posmatranjima Hsua i sar. ugao fleksije čašice u intaktnom kolenu raste sa povećanjem ugla fleksije kolena (95) ali u manjoj meri od tibiofemoralne fleksije (10). Patela pokazuje progresivno povećanje lateralnog, posteriornog i distalnog pomeranja sa lateralnim tiltom i unutrašnjom rotacijom tokom povećanja ugla fleksije kolena (95). U mnogim studijama pokazano je takodje inicijalno postojanje medijalnog tilta pre progresivnog akumuliranja lateralnog tilta (93,95,96). Ovo ima

kliničke implikacije u potrebi očuvanja normalne dužine tetive i osovine tokom operacije totalne aloartoplastike kolena. (10,97)

Kretanje patele je definisano u odnosu na trohleu femura pri fleksiji i ekstenziji kolena. Poremećaji kretanja čašice izazvani su nedostatcima u patelofemoralnom zglobu, displazijom trohleje, patele, poremećajem osovine ekstremiteta kao i posledicama povreda mekih tkiva.

Stabilnost čašice

Stabilnost čašice omogućavaju statički i dinamički stabilizatori. U prvih 20 stepeni fleksije kolena nema koštane potpore tako da je stabilnost omogućena medijalnim i lateralnim retinakulima, medijalnim patelofemoralnim ligamentom i zglobnom kapsulom koja je sa prednje strane zgloba veoma tanka i labava da bi se prilagodila normalno velikom obimu fleksije kolena. Proksimalno pomeranje čašice ograničeno je tenzijom ligamenta patele i patelarnih retinakula u distalnom delu. (38, 39,98)

Lateralno od čašice razlikujemo površni i duboki sloj retinakula. Površni sloj čine fibrozne trake nastavci lateralnog vastusa koje se pružaju duž lateralne ivice kao ligament patele. Vlakna iliotibijalnog traktusa se ukrštaju i prepliću sa vlaknima vastus lateralis i ligamenta patele formirajući površni kosi retinakulum. (5,38, 98)

Duboki poprečni retinakulum sastoji se iz tri komponente: epikondilopatelarne trake – lateralni patelofemoralni ligament koji obezbeđuje superolateralnu statičku potporu čašice, srednjeg dela – koji je primarna potporna struktura lateralne čašice i pruža se direktno od iliotibijalnog trakta do čašice i patelotibijalne trake koja pruža inferolateralnu stabilnost čašice. Skraćenje i zategnutost iliotibijalnog trakta doprinosi lateralnoj dislokaciji i nagibu čašice i to najviše pri fleksiji od oko 20 stepeni. (98)

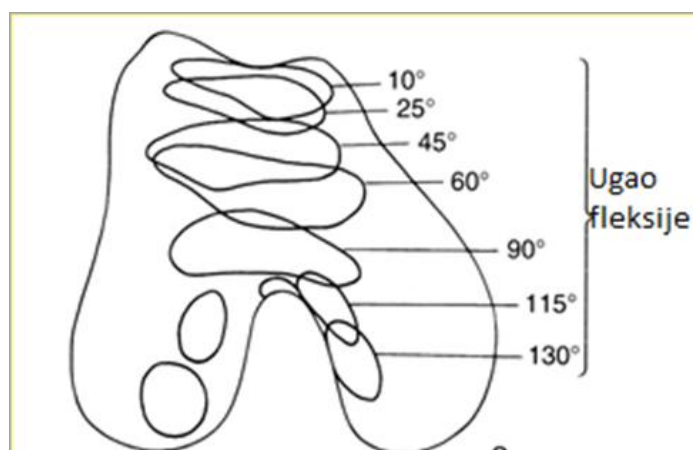
Medijalni retinakuli su tanji od lateralnih. Ispod retinakuluma se nalaze tri ligamenta : patelofemoralni, patelomeniscealni i patelotibijalni. Medijalni patelofemoralni ligament je primarni stabilizator čašice koji se suprotstavlja lateralnoj dislokaciji prvenstveno u punoj ekstenziji i prvih 20 stepeni fleksije. (99-103) Distalni deo vastus medialis obliquus prekriva MPFL čija se vlakna prožimaju sa mišićem. Medijalni i lateralni retinakuli se prožimaju i sa aktivnim stabilizatorima (VMO – medijalno,

traktus iliotibialis lateralno) doprinoseći i aktivnoj i pasivnoj stabilnosti čašice. (98,104)

Medijalni i lateralni vastusi deluju sinergički na stabilnost čašice tokom pokreta što je potvrđeno EMG studijama (105-108)

Patelofemoralne kontaktne površine

Prilikom savijanja kolena iz pune opruženosti do oko 20 stepeni distalni deo čašice zglobljava se sa proksimalnom trohleom. Tokom dalje fleksije kontaktna površina na čašici pomera se put proksimalno. Pri fleksiji od 90 stepeni, proksimalni deo zglobne površine čašice je u kontaktu sa trohleom. Tokom ovog pokreta kontaktna površina se širi i transversalno duž čašice. (109,110) Hehne je našao da je kontaktna površina lateralne fasete oko 60% veća od kontaktne površine na medijalnoj faseti čašice tokom većeg dela obima pokreta kolena što je u odnosu sa razlikom u distribuciji sila opterećenja izmedju lateralne i medijalne fasete. Kontaktna površina se učetvorostručuje pri fleksiji od 0 do 60 stepeni. (101,110) Najveća kontaktna površina ostvaruje se pri oko 60 stepeni fleksije a potom ostaje ista do oko 90 stepeni (111,112). Nakon 90 stepeni fleksije kontaktna površina se blago smanjuje jer samo medijalna i lateralna ivica fasete ostaju u kontaktu sa femurom. Pri većoj fleksiji (120 stepeni) kontaktna površina tetive kvadricepsa predstavlja oko 75% ukupne kontaktne površine. Tetivno femoralni kontakt započinje pri fleksiji od oko 70 stepeni i povećava se sa fleksijom kolena. (87,101) Slika 17.



Slika 17. Patelofemoralne kontaktne površine

Postoje razlike u veličini kontaktne površine kod muškaraca i žena. Pri fleksiji između 60 i 90 stepeni kod muškaraca je zabeležena za trećinu veća kontaktna površina nego kod žena. (114) Ova razlika se zadržava nezavisno od rotacionog položaja tibije, dok je nema pri fleksiji od 0-30 kao i pri fleksiji većoj od 90 stepeni. (115)

Patelofemoralni kontaktni pritisak

Kontaktni pritisak je odnos između reaktivne sile u patelofemoralnom zglobu i kontaktne površine. Reaktivna sila u zglobu je kompresivna sila ekvivalentna rezultatnom vektoru sila kvadricepsa i ligamenta patele. Ovaj faktor sila je perpendikularan u odnosu na kontaktnu površinu čašice sa femurom. Sila stresa patelofemoralnog zgloba može se iskazati kao veličina sile po površini kontakta. U zatvorenom kinetičkom lancu aktivnosti reaktivne zglobne sile i kontaktna površina se povećavaju tokom pokreta iz pune ekstenzije do 90 stepeni fleksije ali se sila povećava više od kontaktne površine tako da se sila stresa u zglobu povećava tokom savijanja kolena do 90 stepeni. (83,110) Povećanje patelofemoralne sile bilo bi još značajnije da ne dolazi i do povećanja kontaktne površine tokom savijanja kolena do 60 - 90 stepeni. Povećanje kontaktne površine štiti patelofemoralni zglob ograničavajući porast kontaktnog pritiska uz istovremeni porast patelofemoralne sile. Najveći kontaktni pritisak dešava se u poziciji između 60 i 90 stepeni fleksije (4.1 - 4.4 MPa) a zatim pada do prosečno oko 3.5 MPa pri fleksiji od 120 stepeni. Nakon toga kontaktna površina nalazi se na tetivi kvadricepsa sa tetivno femoralnim kontaktnim pritiskom od oko 1.6 MPa prosečno. (113) Uprkos kompleksnoj anatomiji patelofemoralnog zgloba i valgusnom vektoru sila ekstenzornog mehanizma patelofemoralni kontaktni pritisak se ravnomerno raspoređuje duž kontaktnih površina štiteći na taj način hrskavicu patelofemoralnog zgloba izuzev u situacijama kada postoje anatomske anomalije ekstenzornog mehanizma. (10,95,97)

Csintalan i sar. našli su značajnu razliku u patelofemoralnom kontaktnom pritisku kod muškaraca i žena pri manjim stepenima fleksije. Kod žena je primećen povećan pritisak koji se dodatno više povećavao pri odgovarajućem opterećenju nego kod muškaraca. Razlike su najznačajnije pri fleksiji od 0 do 60 stepeni. Ova varijabilnost pritisaka i kontaktnih površina pri manjoj fleksiji sugeriše veći značaj mekih tkiva u

biomehanici i balansu patelofemoralnog zgloba pre punog angažovanja čašice unutar trohlearnog femoralnog žleba. (113)

Tokom prvih 20 stepi fleksije dolazi do unutrašnje rotacije tibije što smanjuje Q ugao i lateralno usmereni vektor sile kvdricepsa; Patela se užlebljava u trohlearni žleb sa kontaktom patele i femura od 20 stepeni fleksije nadalje pri čemu do prvog kontakta dolazi u predelu lateralne fasete čašice; Tokom daljeg savijanja kolena patela se pomera u sagitalnoj ravni put unapred u odnosu na centar rotacije kolena što povećava mehaničke prednosti ekstenzornog mehanizma; Pri fleksiji od oko 90 stepeni patela nastavlja da se kreće upolje i lateralna ivica čašice ima najveće opterećenje;

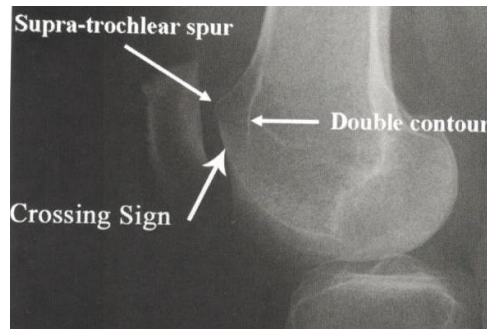
1.1.4. Najčešći klinički poremećaji funkcije čašice

Nestabilnost

Nestabilnost čašice označava povećanu mobilnost čašice mediolateralno, patelarnu dislokaciju i subluksaciju. Anatomske i biomehaničke dizbalans u patelofemoralnom zglobu može dovesti do hronične nestabilnosti. Izostanak angažovanja čašice u trohlearnom žlebu pri početnoj fleksiji može dovesti do kompletne lateralne dislokacije ili medijalnog preskoka. Anatomske varijante koje mogu biti praćene dislokacijom čašice su displazija trohleje, displazija patele, patella alta, patella baja.

Trohlearna displazija je uzrok nestabilnosti čašice. Karakteriše je smanjena visina medijalnog kondila femura, smanjena dubina trohleje, povećan sulkusni ugao i smanjenje lateralne trohlearne fasete.

Radiografski se manifestuje takozvanim “znakom ukrštanja” odnosno konvergencijom najdubljeg dela femoralnog sulkusa i najprominentnijeg dela lateralne trohlearne fasete. (99) Slika 18.



Slika 18. Radiografski znaci trohlearne displazije.

Ovaj znak nalazi se kod 96% populacije sa patelarnom dislokacijom i samo kod 3 % zdrave kontrolne populacije. (99,116).

Patella alta

Patela alta označava stanje u kome postoji relativno proksimalnija pozicija patele u odnosu na trohlearni žleb femura. U ovoj situaciji patella se angažuje u trohleji femura tek pri većem stepenu fleksije zbog čega je povećan rizik od dislokacije. Uz ovu pojavu mogu postojati i naglašen patelarni nagib, mala patella, displazija kondila i trohleje i ligamentarna labavost.

Pozicija patele ocenjuje se radiografski na nekoliko načina, najčešće Insall-Salvatijevom metodom kojom se meri odnos dužine ligamenta patele (LT) i dužine patele (LP) na lateralnoj radiografiji savijenog kolena. (117) Patella alta postoji kada je taj odnos veći od 1,2.

Drugi metodi su Blackburne-Peelov index, Catonov index, Carvalho index i dr.

Patella baja

Nisko postavljena čašica karakteriše se relativno distalnom pozicijom čašice u odnosu na trohlearni žleb i smanjenim rastojanjem distalnog pola čašice i zglobne površine čašice. Patella baja može se takodje izraziti smanjenim Insall-Salvati indexom (manji od 0,8). U ovoj varijanti patella je uvek u kontaktu sa trohleom što dovodi do povećanog pritiska u patelofemoralnom zglobu praćenog bolom, ukočenošću i smanjenom snagom i obimom pokreta. Najčešće je posledica povreda ekstenzornog aparata ili jatrogena nakon hirurških intervencija (artroplastika, korektivnih osteotomija)

Patelofemoralna artroza

Gubitak zglobne hrskavice na jednoj ili obe zglobne površine u patelofemoralnom zglobu dovodi do artroze. Mnoga stanja mogu dovesti do ovih promena, između ostalog displastične promene čašice i trohleje, povrede, zapaljenske artropatije, nestabilnost čašice, patella alta i patella baja, gojaznost i slab kvalitet hrskavice.

1.1.5. Radiografska analiza patelofemoralnog zgloba

Od vizuelizacionih metoda u proceni različitih patoloških stanja u kolenu u primeni su standardni radiografski pregled koji uključuje anteroposteriorne, lateralne i aksijalne snimke, CT koji je od pomoći pri proceni anatomskih odnosa u prvih 20 stepeni fleksije a MRI može pokazati i kvalitet i odnose mekotkivnih struktura i zglobne hrskavice.

Na anteroposteriornim snimcima kolena u stojećem stavu moguće je proceniti konture i veličinu čašice, eventualno postojanje bipartitne čašice i traumatskih lezija a može se uočiti i eventualna naglašena lateralna pozicija čašice.

Na profilnom snimku koji se obično pravi sa pri fleksiji kolena od oko 30 stepeni uočava se funkcionalni odnos patele i femura. U ovoj poziciji mogu se izmeriti visina čašice, dužina patelarnog ligamenta, širina femoralnog kondila, visina insercije i dr.

Blumensatova linija

Blumensatova linija je projekcija interkondilarnog žleba na profilnom snimku kolena. Po Blumensatu (118) pri fleksiji kolena od 30 stepeni donji pol čašice treba da leži na produžetku Blumensatove linije. Ovaj metod je neprecizan i nepouzdan.

Insall-Salvatti metod

Insall i Salvatti opisali su metod procene normalne visine patele u vidu odnosa visine (dužine) čašice i dužine ligamenta patele. Dužina ligamenta patele meri se na profilnoj radiografiji savijenog kolena od distalnog pola čašice do tibijalnog tuberkuluma. Visina (dužina) čašice je najduži dijagonalni dijametar čašice na profilnoj radiografiji. (117)

Prosečan odnos dužine ligamenta patele (T) i dužine čašice (P) je 1.2 sa srednjom standardnom devijacijom od 0.13. Zaključeno je da u normalnom kolenu ove dve

dužine ne treba da se razlikuju za više od 20%. Patela je značajno viša u žena (TP odnos 1.06 prosečno, nego u muškaraca - 1.01 prosečno). (119)

Blackburne-Peel-ov indeks

Blackburne i Peel (120) kritikovali su Insall-Salvatijev index na osnovu sledećih opservacija:

- radiografski može biti teško utvrditi tačno tibijalni tuberkul posebno nakon prethodno postojećeg Osgood Schlatterovog oboljenja.
- Nezglobni deo donjeg pola čašice značajno varira u površini i pozicija zglobne površine je od većeg kliničkog značaja.

Da bi se prevazišli ovi nedostaci ovi autori su predložili odnos između perpendikularne distance donje ivice zglobne površine čašice do tibijalnog platoa(A) i dužine zglobne površine čašice (B) izmeren na profilnom snimku kolena sa najmanje 30 stepeni fleksije. Normalan A/B odnos je $0,8 \pm 0,14$ bez razlike po polovima. U kolenima sa recidivantnom luksacijom čašice ovaj odnos je značajno viši.

Lionska škola

Lionska škola kritikuje oba prethodno navedena metoda(121) merenja visine čašice zbog mogućih značajnih odstupanja usled greške pri proceni pozicije tibijalnog tuberkuluma i tibijalnog platoa. Ovi autori su predložili jednostavan metod izračunavanjem odnosa između dužine AT koja predstavlja udaljenost od donjeg kraja zglobne površine čašice do anterosuperiorne ivice tibije i dužine AP koja predstavlja dužinu zglobne površine čašice (Catonov index) koji ne zavisi od ugla fleksije pri lateralnoj radiografiji kolena. Na osnovu merenja u normalnoj populaciji zaključeno je da je normalan indeks $0,96 \pm 0,13$ u muškaraca odnosno $0,99 \pm 0,12$ u žena. Patela infera postoji kada je odnos manji od 0,6 a patella alta kada je ovaj odnos veći od 1,3. (122)

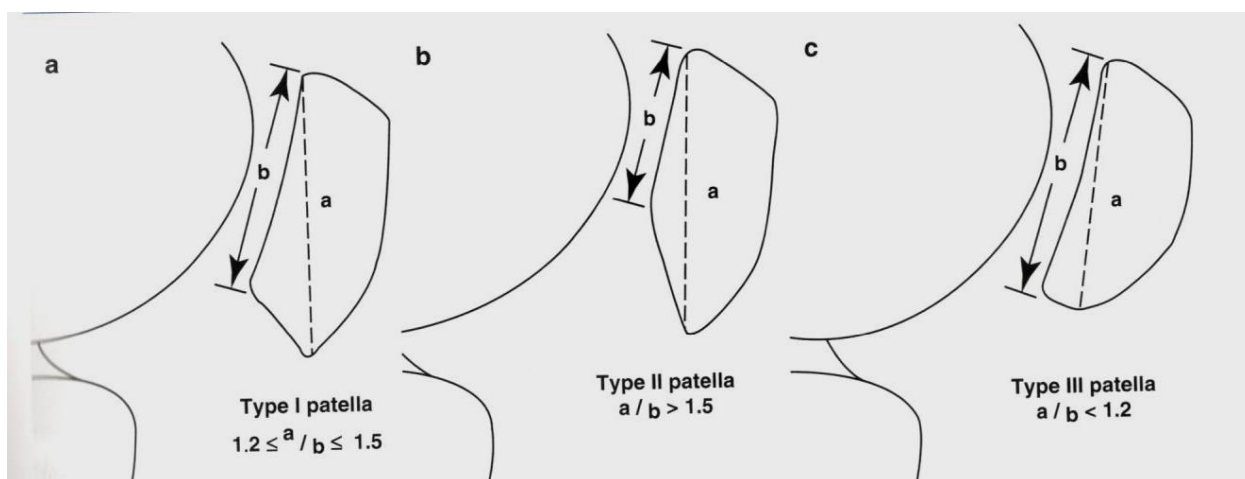
Normanov indeks

Ovaj indeks izračunava se na osnovu profilne radiografije kolena u punoj ekstenziji i uz kontrakciju kvadricepsa. (123) Procenjuje se odnos vertikalne pozicije patele (udaljenost najniže tačke zglobne površine čašice i zglobne linije, i visine tela i ovaj

odnos iznosi 0,21 u normalnim kolenima dok je veći u pacijenata sa nestabilnošću čašice i generalizovanom ligamentarnom labavošću.

Evaluacija anatomije trohleje i čašice

Na lateralnom snimku zdravog kolena na posteriornom aspektu patele razlikujemo dve linije. Posteriornija koja predstavlja patelarni greben i druga koja odgovara lateralnoj faseti. U kolenima sa blagim lateralnim nagibom čašice ove dve linije su superponirane. Sa većim lateralnim tiltom lateralna faseta prelazi posteriornu liniju grebena i patela izgleda značajno veća u anteroposteriornom dijametru. Oblik patele na profilnom snimku u korelaciji je sa nagibom patele i njenom morfologijom. Grelsamer (124) opisuje tri tipa čašice na osnovu odnosa između dužine čašice i dužine zglobne površine. U najvećem broju čašica odnos je između 1.2 i 1.5 (tip I), Ako ovaj odnos veći od 1.5 to je tip II, ako je manji od 1.2 to je tip III čašice. Slika 19.



Slika 19. Grelsamerova klasifikacija morfoloških tipova čašice na osnovu profilne radiografije

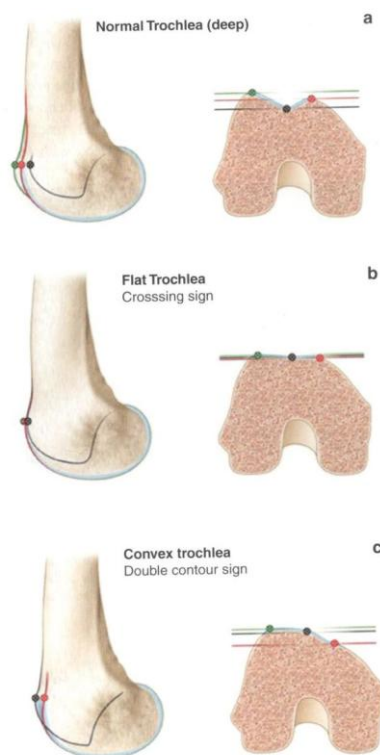
Maldague i Malghem (125,126) opisuju tri pozicije čašice na profilnom snimku kada je tilt čašice u pitanju. Pozicija 1 je ona u kojoj je linija lateralne fasete ispred grebena čašice. Pozicija 2 je blagi tilt sa superponiranim linijama lateralne fasete i grebena i pozicija 3 je naglašeni tilt kada je lateralna faseta iza grebena na projekciji.

Na normalnoj konturi trohleje razlikujemo tri linije. Dve prednje predstavljaju projekciju medijalne i lateralne fasete trohleje, dok posteriorna linija u kontinuitetu sa interkondilarnom linijom predstavlja najdublji deo sulkusa. Razmak između dve prednje i zadnje linije predstavlja dubinu sulkusa. da je dubina sulkusa normalno veća

od 1cm mereno na udaljenosti od 1cm distalno od gornjeg dela trohleje. Lateralni snimak u fleksiji od 15 stepeni omogućava pregled patelofemoralne kongruencije u fleksiji koja se ne može vizuelizirati konvencionalnim aksijalnim snimcima.

Na profilnom snimku sa superponiranim femoralnim kondilima povlači se linija tangencijalno na poslednjih 10 cm prednjeg korteksa femura. Linija femoralnog sulkusa može završiti ispred (pozitivna vrednost) ili iza (negativna vrednost) linije prednjeg korteksa. Distanca izmedju linije prednjeg korteksa i sulkusa (bump) meri se i izražava u milimetrima. Ova vrednost je značajno veća u kolena sa nestabilnošću čašice (+3,1mm) nego u zdravim kolenima(oko 0,8 mm) (127)

Displazija trohleje klasifikuje se u tri tipa na osnovu tačke u kojoj sulkusna linija ukršta liniju kondila (crossing sign – znak ukrštanja) (117) Slika 20.



Slika 20. Znak ukrštanja (crossing sign)

U tipu I displazije linije kondila su simetrične i ukrštene su u istoj tački u proksimalnom delu trohleje. Samo najproksimalniji deo trohleje je zaravnjen.

U tipu II displazije linije kondila se ne superponiraju i sulkusna linija ukršta liniju medijalnog -kondila pre ukrštanja linije lateralnog kondila.

U tipu III displazije trohleje linije kondila su superponirane ali su ukrštene sulkusnom linijom nisko na trohleji. Najveći deo trohleje je zaravnjen. (117)

Dva tipa normalnih trohlea su identifikovane:

- Tip A: sulkusna linija je iza linija kondila čitavom dužinom
- Tip B: Sulkusna linija spaja se sa linijom medijalnog kondila ali samo u najvišem delu trohleje.

Aksijalni snimci

Postoje različite tehnike za aksijalne snimke. Ficat i Hungerfordova tehnika(128) izvodi se tako što su kolena savijena preko ivice radiografskog stola. Cev aparata postavlja se iznad stopala u pacijent drži kasetu iznad kolena perpendikularno u odnosu na radiografski snop. Mogu se dobiti snimci pri fleksiji od 30,60 i 90 stepeni.

Merchantov snimak dobija se kada je pacijent u dorzalnom dekubitusu sa kolenima savijenim 45 stepeni iznad kraja stola. (129) Kolena su blago elevirana da bi natkolenica bila postavljena paralelno sa stolom. Cev aparata postavljena je kranijalno i pod uglom od 30 stepeni u odnosu na horizontal. Kasetu sa filmom postavljena je oko 30 cm ispod kolena, oslonjena na potkolenicu i usmerena perpendikularno na radiografski snop. Oba kolena su eksponirana istovremeno. Na Merchantovim snimcima mere se sulkusni ugao i ugao kongruencije. Ugao kongruencije meri odnos patele i interkondilarnog sulkusa. Sulkusni ugao podeljen je da bi se formirala referentna linija. Druga linija se zatim povlači od apeksa sulkusnog ugla do najnižeg dela patelarnog grebena. Ugao između ove dve linije je ugao kongruencije. Ako je apeks patelarnog grebena postavljen lateralno u odnosu na referentnu liniju ugao kongruencije obeležava se kao pozitivan. Ako je apeks grebena postavljen medijalno ugao kongruencije je negativan. Sulkusni ugao veći od 150 stepeni i ugao kongruencije veći od 16 stepeni je znak nestabilnosti čašice sa verovatnoćom od oko 95%. (129)

Najšire je prihvaćena Wibergova klasifikacija oblika patele na aksijalnim snimcima (43) :

- Tip I :Obe fasete su konkavne i približno jednake veličine
- Tip II : medijalna faseta je manja od lateralne i ima ravni ili konkavnu površinu a lateralna ima konkavnu konturu.
- Tip III : Medijalna faseta je veoma mala ili nepostojeća i pod pravim uglom u odnosu na lateralnu fasetu

Laurin i saradnici (130) opisali su sličnu tehniku u kojoj je cev aparata pozicionirana distalno izmedju stopala a kasetu se drži proksimalno iznad natkolenice. Kolena su u poziciji od 20 stepeni fleksije a kvadricepsi opušteni. Kasetu sa filmom drži pacijent tako da je perpendikularna u odnosu na osovinu potkolenice iradiografski snop i pritisnuta na prednji deo natkolenice. Na ovako dobijenom snimku meri se lateralni patelofemoralni ugao povlačenjem linije tangencijalno u odnosu na vrh medijalnog i lateralnog kondila femura i druge linije tangencijalno uz lateralnu fasetu čašice. U zdravoj populaciji ovaj ugao je otvoren lateralno dok je u slučaju patelofemoralne subluksacije otvoren medijalno. Laurin opisuje i takozvani patelofemoralni indeks. To je odnos debljine medijalnog i lateralnog patelofemoralnog zglobnog prostora. U normalnim kolenima medijalni prostor jednak je ili malo širi od lateralnog i patelofemoralni indeks je 1,6 ili manji. Patelofemoralni indeks je veći od 1,6 u 97% oacijenata sa patelarnim bolom. (131)

Aksijalni snimci mogu se raditi i sa spoljnom rotacijom potkolenice kada se lakše uočava subluksabilnost čašice.

Toft je opisao tehniku izvodjenja aksijalnih snimaka čašice pri osloncu što može detektovati suženje patelofemoralnog zglobnog prostora. (132)

1.1.6. Patelofemoralna artroza

Degenerativne promene u patelofemoralnom delu kolena javljaju se redje nego u ostalim kompartmanima kolena. (133) Ako postoje najčešće su u sklopu generalizovane artroze kolena. Izolovana patelofemoralna artroza je relativno retka.

Identifikovane su sledeće grupe pacijenata sa patelofemoralnom artrozom:

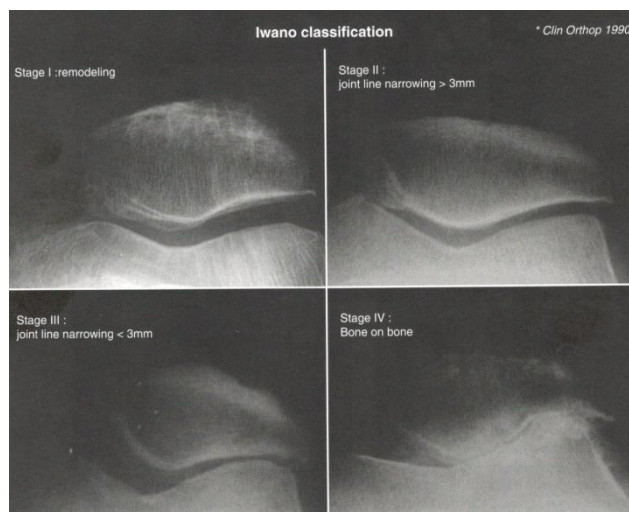
- Pacijenti sa primarnom artrozom bez jasnog uzroka
- Artroza nakon ponavljanih epizoda nestabilnosti čašice
- Posttraumatska artroza
- Hondrokalcinoza i reumatoidni artritis

Radiografska dijagnoza PF artroze postavlja se na osnovu standardnih AP i lateralnih snimaka pri osloncu i u fleksiju od 20 stepeni i aksijalnih snimaka sa fleksijom od 30 stepeni. Kod pacijenata starijih od 50 godina može se uraditi i Rosenbergov snimak (AP snimak pri osloncu i fleksiji od 45 stepeni). (133,134)

Pravim profilnim snimkom može se smatrati onaj na kome postoji superpozicija zadnjih femoralnih kondila na lateralnom snimku.

Iwano je predložio jednostavan sistem klasifikacije patelofemoralne artroze (135).
Slika 21

- I stadijum – Blaga artroza – zglobni prostor najmanje 3mm
- II stadijum – Umerena artroza – Zglobni proctor manji od 3mm ali bez koštanog kontakta
- III stadijum – Teška artroza – Koštani kontakt postoji u manje od jedne četvrtine zglobne površine
- IV stadijum – Veoma teška artroza – Potpuni koštani kontakt zglobnih površina



Slika 21. Klasifikacija patelofemoralne artroze (Iwano) - /preuzeto iz Iwano et al. Ronetgenographic and clinical findings of patellofemoral osteoarthritis. With special reference to its relationship to femorotibial osteoarthritis and etiologic factors. Clin Orthop Relat Res 1990;252: 190-197/.

CT može biti od pomoći u slučajevima blage artroze i kod postojanja patelarne displazije i jatrogene medijalizacije čašice.

Predisponirajući faktori za patelofemoralnu artrozu su trohlearna displazija i displazija čašice. Prirodni tok se razlikuje u slučajevima gde je patelofemoralna artroza sastavni deo artroze kolena kada oboljenje obično progredira i klinički se loše toleriše za razliku od artroze nakon nestabilnosti koja je sporo progresivna i obično se znatno lakše podnosi. Lečenje patelofemoralne artroze u slučajevima bez displazije je u početku uvek neoperativno. Započinje se sa modifikacijom aktivnosti, smanjenjem telesne težine kod gojaznih, kontrolisanom kineziterapijom i primenom nesteroidnih antireumatika. Korišćenje ortoza za čašicu, koleno i stopalo pomaže u nekim slučajevima u ublažavanju simptoma ali su efekti kratkotrajni. Injekcije steroida i viskosuplementaciju treba ograničiti na 2 -3 puta u toku godine ili manje ako su pacijenti kandidati za operativno lečenje i to nakon neuspeha prethodnih metoda. Operativni tretman rezervisan je za odmakle stadijume artroze posebno ako postoji i artroza ostalih kompartmana kolena. Ako artroza postoji na terenu displazije trohleje ili čašice ili oba, predlaže se operativna stabilizacija čašice uz lečenje degenerativnih promena u zavisnosti od stadijuma oštećenja. Ako je ono takvo da se

od bioloških, rekonstruktivnih operacija ne može očekivati uspeh indikovana je totalna artroplastika kolena. Pri obradi čašice neophodno je sačuvati potrebnu debljinu čašice, minimalno 13-14mm, odnosno potrebno je izmeriti debljinu čašice pre i posle resekcije zglobne površine. Mediolateralno i superoinferiorno pozicioniranje implantata takodje utiče na postoperativnu stabilnost i korekciju pokretljivosti. Nakon uklanjanja perifernih osteofita obično nije neophodno uraditi i lateralno oslobadjanje ako se korektno pozicioniraju femoralna i tibijalna komponenta. Izolovana patelofemoralna aloartroplastika nije u širokoj primeni i kod pacijenata sa "poremećajem kretanja čašice" zahteva istovremenu korekciju a kontraindikovana je kod postojanja osovinskih deformiteta kolena.

Najšire prihvaćena i u ovom radu korišćena klasifikacija lezija hrskavice čašice je klasifikacija predložena od Outerbridgea(136,137) u kojoj razlikujemo:

- stepen 0: normalna hrskavica;
- stepen I: razmekšana i otečena hrskavica;
- stepen II: nepotpuni defekt hrskavice sa površnim fisurama koje ne dosežu do subhondralne kosti i ne prelaze 1.5 cm u prečniku;
- stepen III: fissure do nivoa subhondralne kosti u području koje je većeg prečnika od 1.5 cm;
- stepen IV: eksponirana subhondralna kost.

1.1.7. Osnovni aspekti biomehanike totalne artroplastike kolena

Pri analizi biomehanike totalne endoproteze kolena treba imati u vidu osnovne odlike biomehanike zdravog kolena. Femoralni kondili se projektuju unazad u odnosu na osovinu dijafize; Debla hrskavica kolena pomaže u distribuciji opterećenja na široj površini i poboljšava ekstenzorni moment sile; U degenerativnoj artrozi hrskavica je izgubljena i ove biomehaničke pogodnosti nema. Sa daljim oštećenjem hrskavice patelofemoralnog zgloba zglob postaje više cilindričan na poprečnom preseku što povećava reaktivne sile i otpor tokom kretanja čašice i kolena.

Koleno nije jednostavan šarkasti zglob. Fleksija i ekstenzija kolena ne odvijaju se oko fiksne poprečne ose rotacije već oko stalno menjajućeg centra rotacije odnosno policentričnom rotacijom; Ako bi se prebacio u jednu ravan ovaj promenljivi centar rotacije opisuje krivinu oblika slova J oko femoralnih kondila; U punoj fleksiji zadnji

delovi femoralnih kondila su u kontaktu sa zadnjim delom tibijalnih kondila; prilikom ekstenzije kolena femoralni kondili kreću se na tibijalnim kondilima i meniskusima poput stolice za ljuljanje. Pri tom dolazi i do klizanja femura unazad. Sa nastavkom ispružanja kolena kraći, zakrivljeniji lateralni kondila prelazi svoju zglobnu površinu i biva zadržan od LCA, dok veći i manje zakrivljen medijalni kondil nastavlja kotrljanje unapred i klizanje unazad uz zatezanje LCP; to dovodi do unutrašnje rotacije femura koja zateže kolateralne ligament u zvršnoj, "zaključavajućoj" fazi ekstenzije kolena.

- Savijanju ispruženog kolena prethodi spoljašnja rotacija femura (ili unutrašnja rotacija tibije), izazvana kontrakcijom poplitealnog mišića; Ova rotacija dovodi do relaksacije kolateralnih ligamenata u meri dovoljnoj da se izvede fleksija.
- Tačan odnos između kotrljanja i klizanja je individualna mera ne nije konstantan tokom čitavog obima pokreta; On iznosi 1:2 u ranoj fazi pokreta i povećava se na 1:4 pri kraju fleksije;
- Pri normalnom hodu, tokom faze njihanja tibija se rotira unutra a upolje tokom faze oslonca;
- Zbog razlike u veličini medijalnog i lateralnog kondila udaljenost od mesta kontakta krajnje fleksije do mesta kontakta krajnje ekstenzije je oko 17 mm veća na medijalnom nego na lateralnom kondilu. Pri kretanju tibije iz fleksije do ekstenzije kolena medijalni kondil tibije prelazi duži razmak;

Biomehanički cilj svakog zglobnog implantata je postizanje normalne native biomehanike zgloba. U totalnoj artroplastici taj cilj je praktično nedostižan. Međutim, za normalno funkcionisanje veštačkog zgloba i uspešan rezultat lečenja restauracija normalne anatomije i biomehanike nije neophodna ali je neophodno postizanje određenih ciljeva koji omogućavaju održivu biomehaniku kolena u sklopu biomehanike donjih ekstremiteta i tela u celini. (134) Ti biomehanički ciljevi su:

Postavljanje implantata približno normalnu u odnosu na mehaničku osovinu ekstremiteta u ekstenziji i tokom fleksije kolena

Mediolateralna pokretljivost u obimu od 5-10 stepeni , rotatorna 15 – 20 stepeni

Postizanje fleksije kolena neophodne za aktivnosti – hod normalnog ritma 65 stepeni fleksije, hod uz i niz stepenice – 95 stepeni fleksije, ustajanje iz stolice – 110 stepeni fleksije

Tokom savijanja kolena femur klizi unazad na tibiji povećavajući sposobnost za dalju fleksiju sprečavajući uklještenje posteriornih struktura i povećavajući moment sile kvadricepsa. Izostavljanje femoralnog klizanja unazad pri dizajniranju endoproteze kolena smanjuje efektivnu snagu kvadricepsa za 30%. Međutim, povećano klizanje unazad tokom fleksije povećava sile naprezanja na kontaktnoj površini implantata i kosti što vrmenom može dovesti do razlabavljenja. Povećana podudarnost komponenti povećava kontaktnu površinu i smanjuje kontaktne stresove unutar polietilenskog dela endoproteze. Na taj način smanjuje se rizik od habanja i oštećenja polietilenskog inserta ali s druge strane ograničava klizanje femura unazad tokom fleksije kolena.

U prirodnom patelofemoralnom zglobu može postojati nagib i do 20 stepeni mediolateralno kao i u sagitalnoj ravni. S obzirom da patelarno kretanje obuhvata i rotaciju u dve ravni dizajn patelarne komponente koji ima oblik svoda je biomehanički najprihvatljiviji. Dizajn trohleje femoralne komponente može smanjiti učestalost patelarnih komplikacija. Produžen i produbljen interkondilarni žleb pozitivno utiče na stabilnost i putanju čašice. (144,172,178,182)

U uslovima totalne artroplastike kolena dolazi do smanjenja kontaktne površine i posledičnog porasta kontaktnog naprezanja. (188,191,230,244). Sile naprezanja izmerene u ovim studijama prevazilaze sile stabilizacije unutar polietilenskih delova komponenti sa posledičnim većim stepenom habanja polietilena. Faktor koji doprinosi ovom smanjenju kontaktnih površina je i stvaranje peripritetskog vezivnog tkiva – takozvanog pseudomeniskusa koji se formira oko neopterećene površine patelarne komponente/1/ (148). Optimalno kretanje patele smanjuje kontaktni pritisak u patelofemoralnom zglobu i verovatnoću razlabavljenja.

Da bi izmerili precizan nivo tibiofemoralne zglobne reakcije u cilju adekvatne rehabilitacije pacijenata sa totalnom artroplastikom kolena korišćene su razne tehnike. Prema istraživanju koje su sproveli D'Lima i sar. do 6-te postoperativne nedelje vrh tibiofemoralne aksijalne sile opterećenja tokom hoda iznosio je prosečno

2.2 težine tela. Tokom penjanja uz stepenice opterećenje se povećavalo od 1,6 težina tela šestog postoperativnog dana do 2.5 težina tela u 6-oj nedelji postoperativno. (72)

1.1.7.1. Uloga patele u totalnoj artroplastici kolena

Tokom razvoja totalne artroplastike kolena menjalo se i razumevanje značaja i uloge patelofemoralne komponente kao i specifičnosti dizajna svih komponenti endoproteze.

Najraniji tipovi endoproteza kolena predstavljali su tibiofemoralne zamene namenjene lečenju zglobova destruisanih reumatoidnim artritisom ili prethodnom tuberkulozom i njihov dizajn je zanemarivao patelofemoralni zglob a postoperativne patelofemoralne komplikacije bile su česte i često rešavane radikalnim metodama poput patelektomije. (138,139,140,141) Takav je slučaj sa takozvanom duokondilarnom protezom u čijem dizajniranju inicijalno nije vodjeno računa o patelofemoralnom zglobu što je dovelo do velikog broja razočaravajućih rezultata sa postoperativnim perzistiranjem bola u prednjem asoektu kolena i drugim tegobama (142). Dodavanje trohlearnog žleba na femoralnoj komponenti (duopatelarni dizajn) dramatično je poboljšalo rezultate omogućavajući čašici da bude uzglobljena sa femoralnom komponentom tokom većeg dela obima pokreta kolena. Početkom osamdesetih godina prošlog veka pateli je poklanjana veća pažnja i zamena zglobne površine čašice predlagana je kao metoda koja omogućava bolju satisfakciju pacijenata nakon operacije. Ubrzo je zamena patelarne zglobne površine postala univerzalno prihvaćena kao sastavni deo procedure totalne artroplastike kolena. (143) Vremenom je međjutim došlo do javljanja komplikacija specifičnih za patelofemoralni zglob koje nisu sasvim izbegnute ni poboljšanjem i izmenom hirurške tehnike i dizajna komponenti. (144,145,146,147) Sa druge strane izostavljanje zamene zglobne površine čašice je vidjeno kao razlog povećane učestalosti bola u prednjem aspektu kolena a koji je kod velikog broja pacijenata bio perzistentan i nakon dodatne operacije kojom je zamenjena patelarna zglobna površina. Sve ovo dovelo je do pojave dva stave u pogledu potrebe za ovim delom totalne artroplastike kolena koji su uglavnom nepomirljivi i danas.

U pogledu zamene patelarne zglobne površine ne postoji konsenzus u ortopedskoj zajednici i u stručnoj literaturi. Zamena patelarne zglobne površine praćena je dobrim

kliničkim i funkcionalnim rezultatima ali i sa malim rizikom od preloma čašice ili eventualnom potrebom revizije u budućnosti. Izostavljanje zamene patelarne zglobne površine je praćeno većom učestalošću bola u prednjem aspektu kolena. Odluka o potrebi zamene zglobne površine čašice je subjektivna. Problem koji se javlja i kod pacijenata sa zamenjenom patelarnom zglobnom površinom i kod pacijenata kod kojih ova procedura nije obavljena je perzistentan bol u prednjem aspektu kolena. Rezultati nakon izolovane sekundarne revizije patelarne komponente bilo da je primarno radjena ili ne, su praćeni slabijim uspehom. (144,148,149,150,151,152,153)

Argumenti sa zamenu patelarne zglobne površine su : smanjena učestalost postoperativnog bola u prednjem aspektu kolena, izbegavanje sekundarne zamene, veće zadovoljstvo pacijenata postoperativno i mali broj komplikacija. (151,154, 155, 156, 157) Učestalost komplikacija vezanih za zamenjenu zglobnu površinu čašice pala je značajno od oko 50% početkom osamdesetih godina do oko 12% početkom dvehiljaditih. Učestalost patelofemoralnih komplikacija je takodje značajno pala i sada je oko 4-5%. (158,159,160,161,162)

Argumenti protiv zamene patelarne zglobne površine su da nema značajne razlike u kliničkim rezultatima sa i bez zamene patelarne zglobne površine te da zamena zglobne površina čašice predstavlja nepotreban korak u totalnoj artroplastici kolena. Ostali razlozi su smanjena verovatnoća postoperativne osteonekroze čašice, očuvanje patelarne kosti, fiziološka patelofemoralna kinematika i sposobnost podnošenja većih patelofemoralnih opterećenja u mladjih i aktivnijih pacijenata bez opasnosti od habanja implantata ili dislokacije a izbegavaju se i intraoperativne i postoperativne komplikacije.

Ove dve grupe shvatanja uglavnom su nepomirljive ali postoji i jedan broj autora koji se zalaže za takozvanu selektivnu primenu zamene patelarne zglobne površine koji smatraju da se mogu indentifikovati pacijenti kod kojih se može očekivati poboljšanje kliničkog rezultata nakon zamene patelarne zglobne površine uz izbegavanje potencijalnih komplikacija povezanih sa "nepotrebnom" zamenom patelarne zglobne površine. (144,163, 164, 165, 166,167,168,169) Postoji veći broj kriterijuma koji ovi autori koriste kao kriterijume za izostavljanje obrade patelarne zglobne površine kao što su starost manja od 65 godina, odsustvo bola u prednjem kolenu ili zapaljenskog

reumatizma, dobro očuvana hrskavica čašice, očuvana patelofemoralna kongruencija i debljina čašice kao i očuvano kretanje čašice.

Kada su u pitanju inflamatorne artropatije postoje izvesni dokazi koji idu u prilog zameni patelarne zglobne površine u ovakvim slučajevima. Sledge i Ewald našli su kontinuirano oslobađanje sekvestriranih antigena iz zadržane hrskavice kod pacijenata sa reumatoidnim artritismom kod kojih patelarna zglobna površina nije odstranjena(170) što je potvrđeno i u nekim drugim studijama. (158,165,166,171) Medjutim, postoje i studije kojima nisu nadjene štetne posledice retencije zglobne površine čašice. (159,163,168, 172,173)

Prilikom obrade čašice neophodno je poštovati stroge hirurške principe da bi se reprodukovala normalna debljina čašice, vaskularizacija, odgovarajuća pozicija komponenti i balans mekih tkiva u cilju odgovarajućeg kretanja čašice tokom pokreta kolena. Dizajn implantata patele i femura i način fiksacije takodje utiču na klinički rezultat. Produbljenost i distalna ekstenzija trohlearnog žleba femoralne komponente poboljšavaju kretanje patele pri ispravnoj rotaciji komponenti. (174). Izbor takozvanog “patella friendly” dizajna još je važniji u slučaju izostavljanja zamene patelarne zglobne površine (149,175,176,177, 173, 178).

1.1.7.2. Tehnika zamene patelarne zglobne površine

Istorijski, tehnike zamene patelarne zglobne površine mogu se podeliti na “inlay” tehnike (tehnike ulaganja čašice) koje su danas veoma retko u primeni i “onset” tehnike (u kojima se patelarna komponenta postavlja na čašicu nakon resekcije zglobne površine koja se danas mahom primenjuje.

Ova tehnika sastoji se iz sledećih koraka: Intraoperativna procena pozicije sve tri komponente endoproteze kolena, procena debljine čašice, merena resekcija nakon koje je preostali deo čašice simetričan, pozicioniranje patelarne komponente, precizna tehnika cementiranja (kod cementnih endoproteza), provera stabilnosti i dinamike, provera mekih tkiva.

Veličina resekcije određuje se tako da se nakon zamene zglobne površine čašice postigne 1-2mm manja debljina od native čašice s tima da debljina preostale čašice ne treba da bude manja od 15mm (179,180). Nakon resekcije preostala čašica treba

da bude simetrična. Normalna čašica ima asimetričnu konturu jer je medijalna faseta deblja od lateralne. Ako se učini simetrična resekcija zglobne površine preostali deo zadržaće asimetričnost što zbog smanjenja koštane strukture može dovesti do preloma i sklonosti ka dislokaciji i pojavi bola.

Patelarna komponenta pozicionira se uz medijalnu i proksimalnu ivicu čašice nakon resekcije, čime se postiže centralnija pozicija patele u patelofemoralnom zglobu sa femoralnom komponentom endoproteze. Veličina komponente (dijametar) određuje se merenjem nakon resekcije na taj način da se bira komponenta koja najbolje pokriva reseciranu zglobnu površinu s tim da je dozvoljen izbor manje komponente čijom se medijalizacijom i proksimalizacijom može postići bolja centralna pozicija čašice.

Fiksiranje patelarne komponente postiže se primenom koštanog cementa ili press fit "ulaganjem" kod bescementnih proteza (retko). Tehnika cementiranja je veoma važna. Zahteva dobro isprano i potpuno suvo polje i kompresiju komponente sa 1-3 "nožice" (peg) u prethodno formirane odgovarajuće žlebove na pateli i održavanje kompresije do postizanja stabilne fiksacije i uz uklanjanje viška cementa sa periferije.

Najčešće komplikacije primene patelarne komponente su :

- Prelomi čašice koji su veoma retki i mogu nastati usled trauma ili komplikacija tokom primarne ili revizione procedure ili spontano obično usled osteonekroze izazvane oštećenjem vaskularnog dotoka, (179) ili usled slabe postoperativne pokretljivosti sa povećanjem reaktivnih sila u predelu čašice. Ova komplikacija je češća u gojaznih muškaraca, u slučajevima primene patelarnih komponenti većeg dijametara, "inlay" patelarnog dizajna i PS implantata.
- Razlabavljenje patelarne komponente takodje se javlja retko (0,6 - 4 %)(144,182,183) Učestalost ove komplikacije je značajno pala nakon prestanka upotrebe patelarnih komponenti sa metalnom površinom u ranim devedesetim godinama. Najveći faktor rizika za razlabavljenje je gojaznost (183) a zatim i lateralno oslobadjanje što je verovatno posledica lošeg rotacionog pozicioniranja komponenti. Drugi faktori rizika za razlabavljenje su

loš kvalitet kosti, asimetrična resekcija, neadekvatna fiksacija implantata, osteonekroza i loša pozicija komponenti. (184,185)

- Habanje patelarne komponente javlja se u uslovima nepovoljnog mehaničkog okruženja u patelofemoralnom zglobu. Step en habanja raste sa povećanom telesnom težinom pacijenta, većim obimom pokreta i dužinom trajanja implantata. Klinički značaj ovakvog habanja danas je međjutim zanemarljiv.
- Nestabilnost čašice sa epizodama dislokacije su najčešći razlog revizije kada su u pitanju patelarne komplikacije totalne artroplastike kolena. Ova komplikacija moguća je i sa i bez zamene patelarne komponente. Zamena patelarne zglobne površine, međjutim, naglašava svaku eventualno postojeću lošu putanju čašice dok nativna patela ima barem ograničenu sposobnost vremenske adaptacije na nepovoljne mehaničke uslove. Hirurški faktori su najčešći uzrok postoperativne nestabilnosti čašice i u njih spadaju rezidualni valgus deformitet, visoko postavljenu patelu (usled neadekvatne resekcije distalnog femura), povećanu unutrašnju rotaciju femoralne ili tibijalne komponente, ili obe, preveliku medijalnu translaciju femoralne komponente, preveliki valgus femoralne komponente, neadekvatna resekcija patelarne zglobne površine, lateralizacija patelarne komponente, neadekvatan mekotkivni balans.

Neobradjena čašica nakon totalne artroplastike kolena

Kontakt zglobne hrskavice i metala femoralne komponente je nefiziološki. Usled razilke u stepenu elastičnosti materijala zglobna površina čašice adaptira se geometriji kontaktne površine tokom procesa biološke ili stress remodelacije u vidu postepene adaptacije površine i subhondralne kosti obliku trohleje. (186) Proces remodelacije odvija se vremenom i moguće ga je uočiti na aksijalnim snimcima najranije po isteku dve godine od operacije (33). U zavisnosti od dizajna femoralne komponente mogu se uočiti značajne razlike u zonama povećanog kontaktnog pritiska i kretanja čašice pri većim stepenim fleksije. (178) Veličina patelofemoralne kontaktne površine i odgovarajućih pritisaka manja je nego u nativnom kolenu pri većoj fleksiji ali je značajno veća u odnosu na one kod postojanja patelarnog implantata.

Dizajn nekih femoralnih komponenti, posebno kod tipova sa zadnjom stabilizacijom nisu primenjivi sa nativnom čašicom jer apeks patelarnog grebena može udarati u interkondilarni žleb endoproteze pri fleksiji kolena većoj od 90 stepeni. Pri tom dolazi do deformacija i habanja čašice i eventualnog povećanja patelarnog nagiba. Većina postojećih vrsta femoralnih komponenti ima takav dizajn koji je adaptiran za primenu uz patelarnu komponentu a slabo prilagodjen nativnoj čašici. Ovo treba imati u vidu pri eventualnoj odluci za izostavljanje resekcije patelarne zglobne površine i neprimenjivanje patelarne komponente.

Osnovne prednosti zamene zglobne površine pri totalnoj artroplastici kolena su sprečavanje eventualne buduće mogućnosti simptomatske artroze i pojave bola u prednjem aspektu kolena i smanjenje potrebe za eventualnom reoperacijom. Osnovne prednosti izostavljanja zamene zglobne površine čašice je izbegavanje rizika preloma čašice uz očuvanje dobre funkcije. Ono što je problem u svim analizama rezultata totalne artroplastike kolena je kako povezati postojeću simptomatologiju postoperativno sa određenim patoanatomskim supstratom odnosno kako utrditi da bol u prednjem aspektu kolena, nestabilnost čašice ili ograničenje pokreta potiču od problema u patelofemoralnom delu zgloba kolena.

Sposobnost pacijenata da savladavaju stepenice bila je posebno ispitivana u nekim od ovih studija (187,14,188,138,12,162) Bourne i sar (189) razvili su test savladavanja stepenika i uporedili ove dve grupe pacijenata nakon 2 godine od primarne procedure i potom nakon 10 godina i našli značajnu razliku u korist grupe u kojoj nije implantirana patelarna komponenta u vreme ispitivanja od 10 godina nakon inicijalne procedure.

Radjene su i uporedne studije kod pacijenata kod kojih su radjene bilateralne simultane totalne artroplastike kod kojih na jednom kolenu nije a na drugom jeste obavljena zamena patelarne zglobne površine. Meta analiza ovih studija (4) obuhvatila je 299 pacijenata koji su praćeni od 2-10 godina. Kod 35% pacijenata postojalo je veće zadovoljstvo stranom na kojoj je izvršena zamena patelarne zglobne površine, kod 18% stranom na kojoj nije izvršena zamena patelarne zglobne površine a 47% nije moglo da se opredeli ni za jednu stranu.

Dostupne studije u literaturi uglavnom ne ispituju mogućnost ili korist od takozvane selektivne zamene u izabраних pacijenata. Dokazi za selekciju i identifikaciju pacijenata koji bi nesumnjivo mogli imati koristi od zamene zglobne površine ostaju nejasni i nepotvrđeni tako da u ovom trenutku odluka o potrebi za zamenom patelarne zglobne površine ostaje manje više intuitivna i zavisi od ordinirajućeg hirurga. Definisanje jasnih indikacija bilo bi od velike pomoći pri selekciji pacijenata. S tim u vezi ova studija je zamišljena i realizovana u cilju potvrde ili isključenja eventualne koristi od zamene patelarne zglobne površine kod pacijenata sa valgusnim degenerativnim deformitetom.

1.2. VALGUS DEFORMITET KOLENA

1.2.1. Klinički značaj i osobenosti valgusnog deformiteta kolena

Valgusni deformitet kolena je redji oblik deformiteta i obično postoji u oko 10 % pacijenata koji se leče totalnom artroplastikom kolena. (194) Uzroci nastanka valgusnog deformiteta su različiti. On može nastati kao posledica razvojne anomalije, kod zapaljenskih artropatija, posttraumatski i jatrogeno – nakon hirurškog lečenja varusnog deformiteta. Do razvoja valgusnog deformiteta dolazi usled koštane remodelacije i skraćanja odnosno elongacije mekih tkiva. Promene koštanih okrajaka femura i tibije koje prate pojavu valgusnog deformiteta su erozija hrskavice lateralnog kompartmana, hipoplazija lateralnog kondila femura i koštana remodelacija u predelu metafize femura i tibije. Istovremeno dolazi do skraćanja lateralnih mekotkivnih struktura : lateralnog kolateralnog ligamenta (LCL), posterolateralne kapsule (PLC), tetive popliteusa, tetiva hamstringsa, lateralne glave gastroknemijusa i iliotibijalnog traktusa. Stanje zadnjeg ukrštenog ligamenta tokom razvoja deformiteta takodje se menja ali njegov uticaj u održavanju deformiteta nije sasvim dokazan.

Normalna mehanička osovina donjeg ekstremiteta u predelu kolena postoji kada je femorotibijalni ugao 6-7 stepeni valgusa u odnosu na mehaničku osovinu ekstremiteta koja prolazi linijom koja spaja centar glave femura sa sredinom skočnog zgloba. Pri ovome obično postoji nešto veći laksitet lateralno u fleksiji. Tokom razvoja degenerativnih promena gubitak hrskavice i subhondralne kosti dovodi do nestabilnosti koja može biti simetrična ili asimetrična. Kao odgovor na nestabilnost dolazi do adaptivnih promena. Kod fiksiranog valgusnog deformiteta nestabilnost je asimetrična uz kontrakturu lateralnih mekih tkiva i istežanje i laksitet medijalnog struktura. Može doći i do asimetričnog habanja zadnjeg dela femoralnih kondila, posebno posterolateralnog dela lateralnog femoralnog kondila i odgovarajuće

površine tibijalnog platoa. Ovo može imati uticaj na hiruršku tehniku, posebno pri određivanju rotacije femoralne komponente i njene veličine.

Valgus deformitet kolena postoji ako je koleno u 10 stepeni i više valgusa u odnosu na mehaničku osovinu ekstremiteta. Deformitet može biti konstitucionalan ili izazvan degenerativnim oboljenjima – artrozom, reumatoidnim artritismom ili drugim sistemskim oboljenjima vezivnog tkiva a može nastati kao posledica prethodne povrede u predelu kolena. Deformitet može takodje nastati i jatrogeno kao posledica preterane operativne korekcije varus deformiteta interligamentarnom osteotomijom tibije.

Nastanak valgus deformiteta posledica je anatomskih promena koje se mogu svesti na koštanu remodelaciju i skraćenje ili produženje mekih tkiva. Koštane manifestacije sastoje se od erozije lateralne hrskavice, hipoplazije lateralnog kondilai metafizne remodelacije femura i tibije. Tokom azvoja deformiteta skraćuju se lateralne mekotkivne strukture – lateralni kolateralni ligament(LCL), posterolateralna kapsula (PLC), tetiva poplitealnog mišića(POP), tetive hamstringsa, lateralne glave gastroknemijusa (LHG) i iliotibijalni traktus (ITB). Skraćenje navedenih struktura obično dovodi do spoljašnje rotacije tibije i lateralne subluksacije čašice kolena sa sklonošću ka lateralnoj dislokaciji.

Valgusni deformitet razvija se vremenom kao posledica procesa koštane remodelacije i skraćenja ili produženja mekotkivnih struktura kolena. Koštane promene do koji dolazi tokom razvoja deformiteta obično su erozija hrskavice lateralnog kondila tibije i femura, i metafizna remodelacija femura i tibijalnih kondila. Do navedenih promena dolazi i kod hipoplazije lateralnog kondila femura koja može biti izražena u različitoj meri. Kada su u pitanju meka tkiva tokom razvoja deformiteta obično dolazi do skraćenja i zategnutosti lateralnog kolateralnog ligamenta, posterolateralne kapsule, tetive popliteusa, lateralne glave gastroknemijusa, iliotibijalnog traktusa i tetiva hamstringsa i ponekad zadnjeg ukrštenog ligamenta. Posledica je obično spoljašnja rotacija tibije i lateralna subluksacija čašice sa tendencijom dislokacije.

Na osnovu težine deformiteta kolena sa valgus deformitetom dele se u tri grupe – stepena. Deformitetom prvog stepena smatra se valgus kolena od 10 stepeni koji je pasivno koreektibilan, uz kontrakturu lateralnih mekih tkiva ali bez znakova

elongacije medijalnog kolateralnog ligamenta (MCL) i kapsule. Postoji u oko 80% slučajeva sa valgusnim deformitetom. (194) U deformitetu II stepena osovinski poremećaj je između 10 i 20 stepeni valgusa, lateralne strukture su kontrahovane a medijalni kolateralni ligament produžen ali funkcionalan. Treći stepen deformiteta postoji u oko 5% slučajeva pacijenata sa valgus deformitetom, kada je osovinski deformitet veći od 20%. (195) Lateralne strukture su zategnute a medijalni kolateralni ligament produžen i nefunkcionalan. Pasivna korekcija deformiteta obično nije moguća.

Poseban oblik valgusnog deformiteta je takozvani dinamički valgus koji je praćen slabošću abduktorne muskulature kuka i povećanom unutrašnjom rotacijom femura a može biti praćen i planovalgusnim deformitetom stopala i retko everzijom zadnjeg dela stopala. (201)

Dinamički valgus kolena utiče na patelofemoralni zglob dovodeći do sklonosti ka lateralnoj dislokaciji i "maltrackingu". Dinamički valgus klinički se otkriva testom čučnja na jednoj nozi (200)

Totalna artroplastika kolena ima za cilj ispravljanje deformiteta uz simetričnu tenziju mekih tkiva. Cilj je postavljanje implantata u mehaničku osovinu ekstremiteta uz simetričnu zategnutost medijalnih i lateralnih mekotkivnih struktura u ekstenziji i tokom fleksije. Komponente moraju biti ispravno orijentisane u sagitalnoj, koronarnoj i horizontalnoj ravni. Izbor implantata zavisi od mogućnosti operativnog ostvarenja ovog cilja. Ako pri izvodjenju mekotkivnog balansa nije moguće postići funkcionalnost kolateralnih ligamenata potrebno je preći na implantat sa većim stepenom ograničenja mediolateralne pokretljivosti.

1.2.2. Izbor implantata u lečenju valgusnih degenerativnih deformiteta kolena

Procena tipa implantata koji je neophodan za korekciju deformiteta vrši se preoperativno na osnovu kliničke i radiografske slike a konačan izbor intraoperativno na osnovu lokalnog nalaza.

Medju ortopedskim hirurzima i dalje je otvorena debata o primarnom izboru implantata za zadnjom stabilizacijom (posterior stabilized – PS) ili sa očuvanjem ukrštenih ligamenata (cruciate retaining – CR) u lečenju valusnih degenerativnih deformiteta a i u totalnoj artroplastici uopšte. U valgusnom deformitetu LCP je često skraćen i može biti teško postići korekciju deformiteta bez uklanjanja LCP koji je sekundarni stabilizator kolena. S druge strane zadnji ukršteni ligament deluje sinergički sa medijalnim kolateralnim ligamentom u sprečavanju prekomernog valgusa kolena te njegovo očuvanje u slučajevima kada nije oštećen, povoljno utiče na stabilnost kolena nakon primene CR implantata. PS mehanizam omogućava veću stabilnost kolena a žrtvovanje ukrštenog ligamenta dozvoljava lateralizaciju femoralne i eventualno tibijalne komponente što olakšava balansiranje mekih tkiva i poboljšava putanju čašice te smanjuje potrebu za eventualnim presecanjem lateralnih retinakula. Čest udruženi deformitet kod pacijenata sa valgusom kolena je planovalgus stopala sa insuficijencijom tetive zadnjeg tibijalnog mišića. U takvim slučajevima opisani su neuspesi nakon primene CR implantata u lečenju valgusnog degenerativnog deformiteta. Dodatni problem je izbor nivoa “zategnutosti” implantata. Ako postoji fiksni valgusni deformitet sa insuficijencijom medijalnih struktura, nakon neophodnog lateralnog oslobadjanja skraćenih mekih tkiva koleno može ostati nestabilno što nakon intraoperativne procene može iziskivati prelazak na veći stepen “constraint-a” odnosno zategnutosti implantata kao što je “constrained condylar” implantat. Ovu odluku ne treba donositi olako jer je primena ovih implantata povezana sa većim gubitkom koštanog tkiva, izmenama u visini zglobove linije, dužim vremenom operacije i rizikom od infekcije a i cena ovih implantata je značajno viša.

Balans mekih tkiva

U valgusnom deformitetu kolena lateralne strukture su skraćene u većoj ili manjoj meri u zavisnosti od stepena i tipa deformiteta. Skraćeni su iliotibijalni traktus, lateralni kolateralni ligament, tetiva popliteusa, posterolateralna kapsula, lateralna glava gastroknemijusa a u nekim slučajevima i zadnji ukršteni ligament.

Mekotkivno oslobadjanje započinje se u ekstenziji kolena uz stalnu proveru balansa sa medijalnom stranom a nakon distalne osteotomije femura i proksimalne tibije, pre osteotomije zadnjih kondila femura koju treba istovremeno procenjivati u fleksiji.

Ranawat i sar. (194) opisali su tehniku postepenog oslobadjanja u kojoj je prva struktura koja se uklanja LCP, zatim posterolateralna kapsula, potom iliotibijalni traktus putem inside-out incizija, zatim lateralni kolateralni ligament dok je oslobadjanje tetive popliteusa poslednje jer nakon toga obično postoji potreba za prelaskom na constrained implantat zbog nestabilnosti u fleksiji.

Favorito i sar. (195) sugerišu da je najzategnutija struktura LCL tako da je prvu treba ukloniti. Zatim se predlaže oslobadjanje posterolateralnog ugla, femoralnog pripoja lateralne glave gastroknemijusa i iliotibijalnog traktusa.

Whiteside (196) je opisao mekotkivno oslobadjanje na osnovu funkcionalnog dejstva pojedinačnih struktura. Po njegovom mišljenju ligament koji se priprajaju na epikondilu imaju važnu ulogu u fleksionoj stabilnosti. Po ovoj teoriji LCL i tetiva popliteusa su najznačajniji lateralni stabilizatori u fleksiji. Ako je koleno zategnuto u fleksiji prvo treba popustiti ove strukture. Iliotibijalni traktus i posterolateralna kapsula su važni stabilizatori u ekstenziji te ih treba popustiti kada je koleno zategnutije u ekstenziji.

Krackow i Mihalko(197) objavili su studiju izvedenu na kadaverima kojom su procenjivali stepen korekcije postignut pri svakom koraku mekotkivnog oslobadjanja upoređujući ga u fleksiji i ekstenziji i uz merenje promene rotacije tibije. Po njihovom zaključku najjača struktura je LCL i u teškim valgusnim deformitetima treba je prvu popustiti a nakon toga iliotibijalni traktus i tetiva popliteusa.

Svaki od ovih autora opisao je svoju tehniku mekotkivnog oslobadjanja zategnutih struktura i postizanja balansa. Alternativnu tehniku dao je Brilhault. (198) Njegova tehnika izvodi se kroz anterolateralni pristup i sastoji se u "sliding" osteotomiji lateralnog kondila femura sa pripojima LCL i popliteusa sa distalizacijom pripoja na koštanom bloku. Mullaji i Shetty (199) opisali su sličnu tehniku u kojoj se nakon oslobadjanja posterolateralne kapsule i iliotibijalnog traktusa izvodi osteotomija lateralnog kondila uz kompjutersku navigaciju sa adekvatnijim repozicioniranjem epikondila.

Krackow je predložio ojačavanje medijalnih mekih tkiva (LCM) posebno kada je očuvan i LCP uz distalizaciju i zatezanje tibijalnog pripoja. Tehnika se danas retko primenjuje. (198)

1.2.3. Komplikacije totalne artroplastike kolena u lečenju valgusnog deformiteta

Sve opšte operativne komplikacije totalne artroplastike kolena češće su nakon lečenja valgusnog nego nakon lečenja varusnog ili degenerativno izmenjenog kolena bez osovinskog deformiteta. Razlozi leže u redjoj učestalosti ovog deformiteta, osobenostima hirurškog pristupa, nešto dužem vremenu trajanja operacije i zahtevnosti hirurškog balansa mekih tkiva. Najčešće komplikacije o kojima se izveštava u literaturi su:

- Nestabilnost kolena nakon totalne artroplastike nešto je češća kod lečenja valgusnih nego kod varusnih deformiteta (2-70%)
- Recidivantni valgus deformitet (4-38%)
- Postoperativna ukočenost (1-20%)
- Problemi sa zarastanjem (4-13%)
- Prelomi čašice i osteonekroza čašice (1-12%)
- Nestabilnost čašice (2-10%)
- Paraliza peronealnog nerva (0,3-9%) (201,202) Korekcija težih valgusnih deformiteta može ugroziti peronealni nerv indirektnim mehanizmima putem trakcije i ishemije ili direktno tokom mekotkivnog oslobadjanja posterolateralne capsule u nivou tibijalne osteotomije. Posebno je rizik naglašen kod Ranawatove "inside-out" tehnike. (194)

2. CILJEVI ISTRAŽIVANJA

1. Utvrditi učestalost patelarnih komplikacija kod pacijenata sa valgusnim degenerativnim deformitetom kod kojih je učinjena totalna artroplastika kolena.
2. Ustanoviti značajnost razlike u pogledu rezultata lečenja kod pacijenata kod kojih je tokom totalne artroplastike kolena izvršena zamena zglobne površine čašice i pacijenata kod kojih zamena zglobne površine čašice nije izvedena.
3. Ustanoviti ukupan uspeh lečenja valgusnog degenerativnog deformiteta kolena primenom totalne artroplastike.

3. MATERIJAL I METODOLOGIJA

3.1. Tip studije, mesto i vreme istraživanja

Ovo je prospektivna klinička studija izvedena na Institutu za ortopedsko hirurške bolesti Banjica u Beogradu u periodu od aprila 2011. do marta 2016. godine. Pacijenti uključeni u studiju potpisali su pisanu izjavu saglasnosti informisanog pacijenta. Istraživanje je odobreno od strane Etičkog komiteta Instituta za ortopedsko hirurške bolesti „Banjica“ i Etičkog komiteta Medicinskog fakulteta, Univerziteta u Beogradu.

3.2. Ispitanici

U studiju su uključeni pacijenti sa simptomatskim angularnim valgus deformitetom većim od 10 i manjim od 25 stepeni i degenerativnom artrozom kolena stariji od 55 godina kod kojih su postojali klinički i radiografski znaci patelofemoralne artroze kao i intraoperativni nalaz degenerativnih promena čašice ili trohleje femura III ili IV stadijuma po Outerbridge-u, a koji su operativno lečeni implantacijom totalne endoproteze kolena, nakon hospitalizacije u Institutu za ortopedsko hirurške bolesti „Banjica“ u Beogradu.

Po davanju pisane saglasnosti, a nakon što su prethodno upoznati sa ciljevima istraživanja, svi pacijenti koji su ispunjavali kriterijume za uključivanje u studiju su anketirani pod istim uslovima i kod svih su urađena radiografska merenja i adekvatne laboratorijske analize.

Pacijenti sa reumatoidnim artritismom i drugim inflamatornim artropatijama (psorijatični artritis, urični artritis, artritis kod sistemskog lupusa i ulceroznog kolitisa) su isključeni iz studije. Sem toga u studiju nisu uključeni pacijenti sa

sekvelama septičnog artritisa kao ni pacijenti sa posttraumatskim deformitetom kolena kao ni pacijenti sa deformitetom kolena nakon prethodnih hirurških intervencija na kolenu ili obolelom ekstremitetu. Iz studije su isključeni pacijenti mlađji od 55 godina, pacijenti sa većim stepenom valgusnog deformiteta od navedenog, kao i pacijenti kod kojih je intraoperativna procena nekompetentnosti kolateralnih ligamenata usloвила prelazak na primenu implantata sa većim stepenom inherentne stabilnosti.

Iz studije su isključivani pacijenti čije su postoperativne radiografije pokazivale značajno odstupanje u poziciji implantiranih komponenti u odnosu na mehaničku osovinu ekstremiteta ili u pogledu rotacije komponenti u frontalnoj ravni jer je poznato da se loša pozicija komponenti može primarno klinički manifestovati tegobama od strane patelofemoralnog zgloba.

Kod svih pacijenata primenjena je ista, protokolarna hirurška tehnika implantacije totalne endoproteze kolena uz jedinu razliku u zameni ili odsustvu zamene zglobne površine čašice na osnovu čega su formirane ispitivane grupe.

Kod svih pacijenata korišćen je isti tip i model implantata, istog sastava i istog proizvođača. (Zimmer Legacy Nexgen Knee, Zimmer Inc, Warsaw IND, USA)

3.3. Metodologija

Prospektivna baza podataka napravljena je u programu Microsoft Excel i uključivala je: osnovne demografske podatke (starost i pol), podatke koji se odnose na hiruršku intervenciju (vrsta hirurške procedure, trajanje operacije i intraoperativne i postoperativne komplikacije), preoperativni Knee Society Score (KSS, deo 1 – anatomski parametri i deo 2 – funkcionalni parametri) i Oxford Knee Score (OKS), i oba ova skora u regularnim vremenskim intervalima na tri i šest meseci, odnosno

jednu i dve godine postoperativno. Ovi scoring sistemi procenjuju funkcionalni status pacijenta kao i radiografske parametre stabilnosti implantata.

Od antropometrijskih merenja, kod svih pacijenata je beležena telesna visina, telesna težina i Indeks telesne mase. Telesna težina u kilogramima (kg) i visina u metrima (m) merene su korišćenjem standardne vage i stadiometra. Indeks telesne mase (engl. Body mass index – BMI) je određivan na osnovu ove dve vrednosti po formuli $BMI = TM/TV^2$ (kg/m²).

Radiografska procena stepena deformiteta određivana je merenjem tibiofemoralnog ugla valgusnog deformiteta na standardnoj anteroposteriornj radiografiji kolena u stojećem stavu sa osloncem na obe noge. U studiju su uključivani pacijenti sa valgusom kolena većim od ili jednakim 10 stepeni a manjim od ili jednakim 25 stepeni.

Postojanje degenerativnih promena u patelofemoralnom zglobu procenjivano je na osnovu profilne radiografije kolena pri fleksiji od 20 stepeni, sa karakterističnim znacima suženja zglobnog prostora, pojačane subhondralne osteoskleroze patele i (ili) femura i prisustva koštanih izraštaja (osteofita).

Knee Society Score je upitnik koji se sastoji iz dva dela od kojih prvi procenjuje anatomske parametre funkcije kolena i prisustvo bola a drugi kliničke i subjektivne parametre funkcije kolena. Sistem bodovanja i upitnik je razvijen 1989. godine a modifikovan i proširen 2011. i u širokoj je primeni u objektivizaciji rezultata lečenja nakon totalne artroplastike ali i drugih operativnih procedura na kolenu.

Prvi deo popunjava lekar i sadrži pitanja o postojanju i kvalitetu bola kao i objektivne mere obima pokreta, prisustva kontrakture kolena i deficita ekstenzije kolena, kao i procenu stepena anteroposteriorne i mediolateralne stabilnosti kolena na osnovu kliničkog pregleda.

Drugi deo sastoji se od upitnika na koji odgovara pacijent a odnosi se na funkcionalni status pacijenta u zavisnosti od sposobnosti savladavanja određenih svakodnevnih aktivnosti (dužina hoda na ravnom izražena u metrima, mogućnost savladavanja hoda uz i niz stepenice i potreba - neophodnost korišćenja pomagala)

Ovaj skor je pogodan za prospektivne studije i procenu objektivnog i subjektivnog statusa pacijenta nakon operacija totalnih ili parcijalnih artroplastika kolena. Skoring sistem je validiran i dozvoljava široku primenu bez obzira na pol, starost, nivo aktivnosti i tip primenjenog implantata.

Oxford Knee Score je upitnik procene stanja kolena koji popunjava ispitanik a sastoji se iz 12 pitanja kojima se procenjuje funkcionalni status pacijenta u obavljanju svakodnevnih aktivnosti. Razvijen je kao specifično sredstvo procene funkcije kolena nakon totalne artroplastike kolena, koje daje sam pacijent iz svoje perspektive. Vremenom je prihvaćen kao metod procene funkcije kolena i nakon drugih vrsta tretmana povreda i oboljenja kolena i najpribližnij je opštim upitnicima koji procenjuju kvalitet života pacijenta a specifično dizajniran za kolena. Dizajniran je i formiran od strane istraživača Univerzitetskog centra u Oxfordu, Velika Britanija u saradnji sa hirurzima ortopedskog centra Nuffield.

Posebni kvaliteti ovog skoring sistema su da je kratak, praktičan, pouzdan, validan i senzitiv na klinički važne promene do kojih dolazi tokom vremena. Činjenica da ga popunjava pacijent nezavisno od hirurškog tima isključuje mogućnost favorizovanja odgovora, doprinosi objektivizaciji rezultata ishoda i onemogućava prisustvo međuposmatračke greške.

Prisustvo i kvalitet bola su procenjivani na osnovu Vizuelne Analogne Skale (VAS) preoperativno i u regularnim vremenskim kontrolama u isto vreme kada i ostali ispitivani parametri.

VAS skala je mera psihometrijskog odgovora na prisustvo bola i koristi se kao instrument određivanja subjektivne karakteristike koja se ne može na drugi način, direktno izmeriti.

VAS Skala smatra se najboljim instrumentom merenja bola koji se može statistički obraditi.

Korištena je horizontalna vizuelna skala dužine od 10 cm i građirana od 0 do 10. Skalu bi popunjavao sam pacijent nakon upoznavanja sa tehnikom od strane ordinirajućeg lekara.

Uporedna analiza obavljena je nakon što su pacijenti podeljeni u jednu od dve grupe u pogledu operativnog pristupa. Pacijenti lečeni totalnom artroplastikom kolena kod kojih je zamenjena zglobna površina čašice činili su grupu I (TKAPR), dok su pacijenti kod kojih je totalna artroplastika kolena obavljena bez zamene zglobne površine čašice svrstani u grupu II (TKA).

Praćenje se sastojalo od regularnih kliničkih i radiografskih kontrola nakon 3 i 6 meseci i 1 i 2 godine nakon operacije. Svi pacijenti su se obavezali da će ispuniti obrazac upitnika o simptomima, funkcionalnim sposobnostima i prisustvu i karakteru bola. Podaci su potom analizirani da bi se utvrdila značajnost razlike u rezultatima dva vida lečenja.

3.4 Hirurška tehnika totalne artroplastike kolena u lečenju degenerativnih valgus deformiteta

Preoperativno planiranje

U preoperativnoj pripremi koristili smo dugačke anteroposteriorne i lateralne snimke u stojećem stavu. Posebnu pažnju treba obratiti na eventualnu hipoplaziju lateralnog femoralnog kondila, posteriornu eroziju lateralnog kondila femura, metafiznu remodelaciju femura i tibije i položaj čašice. Na osnovu snimka u stojećem stavu meri se stepen osovinskog deformiteta, mere se Lateralni Distalni Femoralni Ugao (LDFA) i Medijalni Proksimalni Tibijalni (MPTA) ugao i planira način korekcije.

Pregledom smo ustanovili osovinski položaj noge u stojećem i ležećem stavu, postojanje fleksione kontrakture ili rekurvatuma. Analizom hoda utvrdilo se eventualno prisustvo dinamičke nestabilnosti. Pregledom smo ispitivali korektibilnost deformiteta, prisustvo anteroposteriorne i mediolateralne labavosti, merili smo obim pokreta kolena i susednih zglobova.

Procena veličine i položaja implantata

Na AP radiografijama u stojećem stavu procenili smo planirane osteotomije u odnosu na anatomske osovine tibije (perpendikularno). Distalna osteotomija femura

planirana je u odnosu na mehaničku osovinu femura a stepen korekcije izračunavan je u na osnovu dugačkih stojećih snimaka.

Na profilnim snimcima procenjivano je prisustvo posteriornih osteofita i planirana veličina implantata kao i lokacija ulaznog mesta za vodič za resekciju.

Procena izbora implantata

Standardno smo koristili PS implantat, ukoliko je preoperativno procenjeno i intraoperativno potvrđeno da postoji potreba za Constrained Condylar implantatom takvi pacijenti nisu uključeni u studiju.

Pristup

U svim slučajevima korišten je anteromedijalni pristup zglobu kolena uz longitudinalnu inciziju kože u srednjoj liniji. Medijalne mekotkivne strukture nisu oslobadjane i tretirane su veoma pažljivo zbog postojeće elongacije. Uklanjeni su periferni osteofiti kondila tibije i femura kao i patele. Denervacija čašice nije radjena. Uklonjeno je sinovijalno tkivo prednjeg aspekta kolena i peripatelarno.

Osteotomije su načinjene na osnovu preoperativne pripreme. Osteotomija distalnog femura uz ugao korekcije valgusa od 3 – 6 stepeni i minimalnu koštanu resekciju – ne više od 9mm na medijalnom kondilu femura sem u slučajevima udružene fleksione kontrakture kolena.

Potom je izvršena osteotomija tibije pod uglom od 90 stepeni u odnosu na osovinu tibije uz primenu intramedularnog vodiča za osteotomiju čije je ulazno mesto planirano na osnovu preoperativnih radiografija kolena. Resekcija je bila minimalna u svim slučajevima , nakon uklanjanja osteofita i to ne više od 8 mm na medijalnom kondilu.

Rotacija femoralne komponente određivana je u odnosu na transepikondilarnu liniju. Kod valgusnih kolena čest anatomski supstrat je hipoplazija lateralnog kondila što čini posteriornu kondilarnu liniju nepouzdanom za određivanje rotacije sa tendencijom unutrašnje rotacije komponente. Čest je i nalaz trohlearne displazije tako da je orijentacija u odnosu na Whiteside-ovu liniju takodje nepouzdana.

Priprema patele

Po uklanjanju perifernih osteofita izmerena je debljina patele i preko vodiča načinjena resekcija zglobne površine. Linija osteotomije pruža se od koštane ivice medijalne fasete do ivice lateralne fasete vodeći računa o simetričnosti resekcije. Izmeri se debljina resecirane zglobne površine koja treba da odgovara debljini patelarne komponente (179). Po potrebi se ponovi postupak do postizanja željenog dijametra. Preko vodiča se burgijom načine ležišta za "nastavke" patelarne komponente. Patelarna komponenta se plasira preko cementa nakon plasiranja femoralne i tibijalne komponente uz odgovarajuće prethodno ispiranje i sušenje površine na koju se implantira. Održava se kompresija patele i patelarne komponente odgovarajućim instrumentom do stezanja koštanog cementa a uz uklanjanje viška cementa.

Oslobadjanje skraćenih lateralnih mekih tkiva

Tokom razvoja valgusnog deformiteta kolena dolazi do skraćanja lateralnog kolateralnog ligamenta, iliotibijalnog trakta, tetive popliteusa, posterolateralne kapsule, lateralne glave gastroknemijusa i zadnjeg ukrštenog ligamenta.

Oslobadjanje se započinje sa kolenom u ekstenziji a po izvršenoj distalnoj osteotomiji femura i osteotomiji tibije. Cilj je postizanje pravougaonog prostora u ekstenziji uz simetričnu tenziju mekih tkiva medijalne i lateralne strane zgloba. U našoj studiji sva kolena su bila PS tipa tako da je prva popuštena struktura LCP (PCL). Zatim smo oslobadjali postupno lateralni kolateralni ligament, iliotibijalni traktus i posterolateralnu kapsulu. Po završenoj koštanoj obradi femura proverava se balans i u fleksiji kada se u slučaju potrebe dodaje oslobadjanje pripoja lateralne glave gastroknemijusa, eventualno tetive popliteusa. Ako je stepen zahtevanog popuštanja takav da dovodi do nestabilnosti kolena potrebno je preći na implantat sa većim stepenom ograničenja (CCK), ali takvi pacijenti nisu uključivani u studiju. Komponente su plasirane preko koštanog cementa nakon adekvatnog ispiranja i sušenja zglobnih površina. Po uklanjanju viška cementa, proveren je obim pokreta i stabilnost. Plasiran je jedan dren i rana suturirana po slojevima.

Rehabilitacija

Ustajanje i osposobljavanje za hod prvog postoperativnog dana uz oslonac na operisanu nogu do granice tolerantnog bola. Dren je vadjen 24 – 48 h nakon operacije. Izometričke vežbe jačanja kvadricepsa odmah uz vežbe podizanja ispružene noge po obezboljenju. Vežbe fleksije kolena od 3.postoperativnog dana. Ciljevi rane rehabilitacije su bili: puna ekstenzija odmah, 90 stepeni fleksije do 14 dana nakon operacije, puni pokreti nakon 30 dana bez razlike u pogledu korišćenja patelarne komponente endoproteze.

3.5. Statistička analiza

Kategorijalne varijable su izražavane brojkama i procentima, dok su kontinuirane varijable predstavljane kao srednje vrednosti \pm standardna devijacija (SD).

Dobijeni podaci prikazani su na tabelama, uz propratnu diskusiju, u zavisnosti od prirode posmatranih varijabli.

Urađena je analiza demografskih i kliničkih karakteristika pacijenata u TKAPR i TKA grupi. U svim tabelama su korišćeni i apsolutni i relativni brojevi. U analizi rezultata, u zavisnosti od prirode samih varijabli korišćen je Pirsonov χ^2 test, i to u obliku testova slaganja i tablica kontingencija, za poređenje razlike između učestalosti kod neparametarskih obeležja i to za jedno odnosno dva obeležja.

Za poređenje prosečnih vrednosti parametarskih obeležja upotrebljen je Studentov t-test za dve grupe podataka (raspodele svih numeričkih varijabli su testirane Kolmogorov-Smirnovim testom za normalnu distribuciju, kao kriterijumom za dalju upotrebu parametrijskih testova). Kao neparametarske dopune kod nezavisnih uzoraka primenjen je Mann-Whitney-ev test sume rangova.

Za procenu značajnosti razlike medju ispitivanim grupama izmedju pojedinačnih varijabli korišteni su Fisherov test, Studentov t – test i Mann-Whitney test.

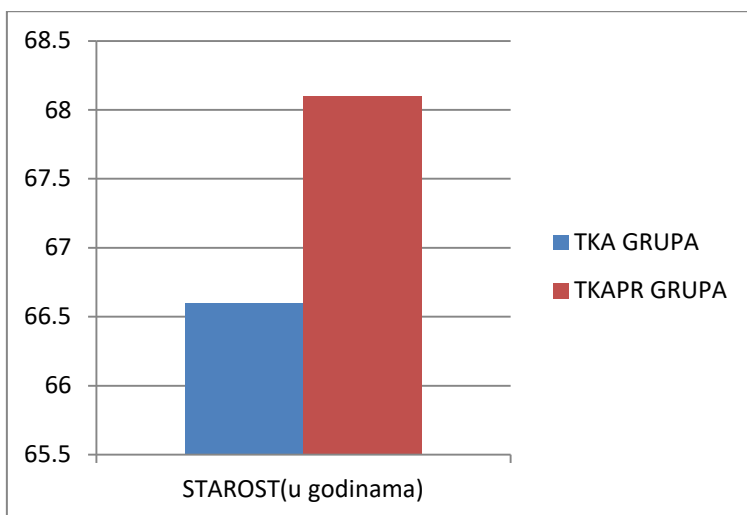
Verovatnoća od 0,05 i manja, smatrana je značajnom.

Statistička analiza obavljena je posredstvom SPSS, verzija 20.0.0. (SPSS Inc, Chicago IL, USA)

4. REZULTATI

4.1. Demografske karakteristike ispitivanih grupa

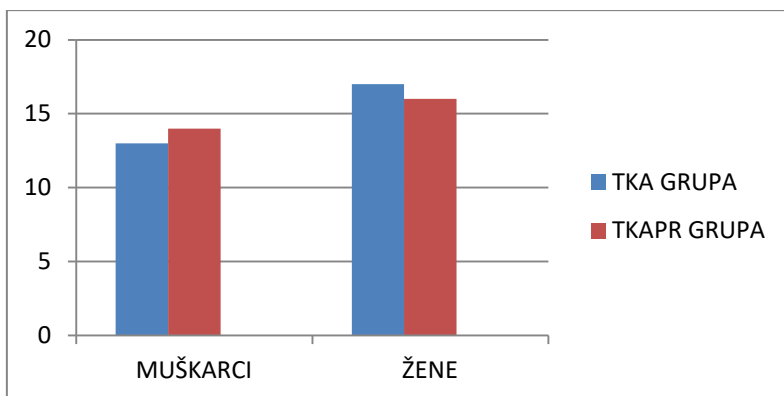
U studiju je ukupno uključeno 60 pacijenata. Totalna artroplastika kolena sa zamenom patelarne zglobne površine (Total Knee Arthroplasty Patella Resurfacing - TKAPR) izvedena je u 30 slučajeva a u isto toliko slučajeva totalna artroplastika izvedena je bez zamene zglobne površine čašice (Total Knee Arthroplasty - TKA). Prosečna starost pacijenata u TKA grupi bila je $66.6 \pm 6,431$ a u TKAPR grupi 68.1 ± 7.034 godine. (Grafikon 1.)



Grafikon 1. Distribucija pacijenata po starosti u ispitivanim grupama

Nije bilo razlike medju grupama u pogledu starosti, $P=0.392$, $P>0.05$.(Tabela 1.) Nije bilo statističke značajnosti razlike izmedju grupa u odnosu polne distribucije ($P=0.795$, $P>0.05$) (Grafikon 2.)(Tabela 1.)

Nije bilo razlike u ispitivanim grupama kada je u pitanju indeks telesne težine (BMI).



Grafikon 2. Distribucija pacijenata po polu u ispitivanim grupama

Tabela 1. Distribucija po polu i starosti po grupama i prosečne vrednosti uglova deformiteta i značajnost razlike

	TKA grupa	TKAPR grupa	p vrednost
Dob	66.6 ± 6.431	68.1 ± 7.034	0.392
Pol (M/Ž odnos)	13/17	14/16	0.795
Stepen deformiteta	16,1 ⁰	14,7 ⁰	0,113

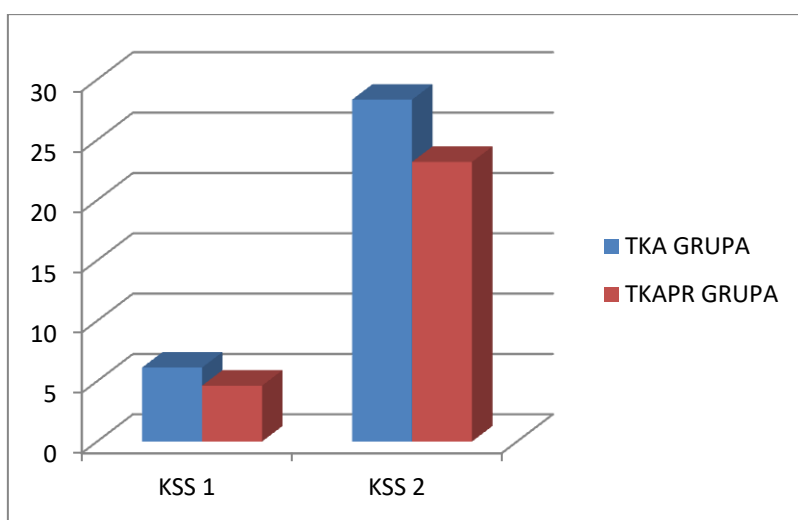
4.2. Preoperativne vrednosti ispitivanih parametara i stepen deformiteta

Prosečna vrednost valgusa kolena u TKAPR grupi bila je 16,7⁰ a u TKA grupi 18,1⁰. Ova razlika nije pokazala statističku značajnost (P=0,113, P>0.05). (Tabela 1.)

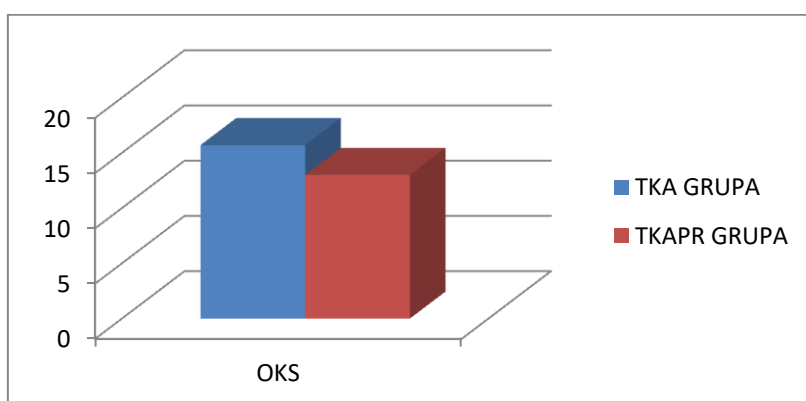
Preoperativne vrednosti KSS skora (deo 1) u TKA grupi bile su 6.13±9.912 a u TKAPR grupi 4.63±9.879 (Grafikon 3.). Nije postojala statistička značajnost razlike medju grupama u pogledu ovog parametra (P=0,486, P>0.05.) (Tabela 2.) Preoperativne vrednosti KSS skora (deo 2) bile su 28.33±11.321 u TKA grupi i 23.17±9.603 u TKAPR grupi (Grafikon 3.). Ni ove vrednosti nisu bile statistički značajno različite u dvema grupama (P=0.053, P>0.05) (Tabela 2.). Prosečna preoperativna vrednost OKS u TKA grupi bila je 15.77±5.87 a u TKAPR grupi 13.0±5.292. (P=0.056, P >0.05) (Grafikon 4.) Slični rezultati su dobijeni poredjenjem preoperativnih vrednosti bola izraženim na Vizuelnoj Analognoj Skali (VAS) medju ispitivanim grupama. (Tabela 2.)

Tabela 2. Distribucija preoperativnih rezultata u ispitivanim grupama

Skor	TKA grupa	TKAPR grupa	p vrednost
Knee Society Score deo 1	6.13 ± 9.912	4.63 ± 9.679	0.486
Knee Society Score deo 2	28.33 ± 11.321	23.17 ± 9.603	0.053
Oxford Knee Score	15.77 ± 5.870	13.00 ± 5.292	0.056
Vizuelna Analogna Skala – Bol	7.87 ± 1.465	8.4 ± 1.248	0.162



Grafikon 3. Preoperativna distribucija KSS 1 i KSS 2 u ispitivanim grupama



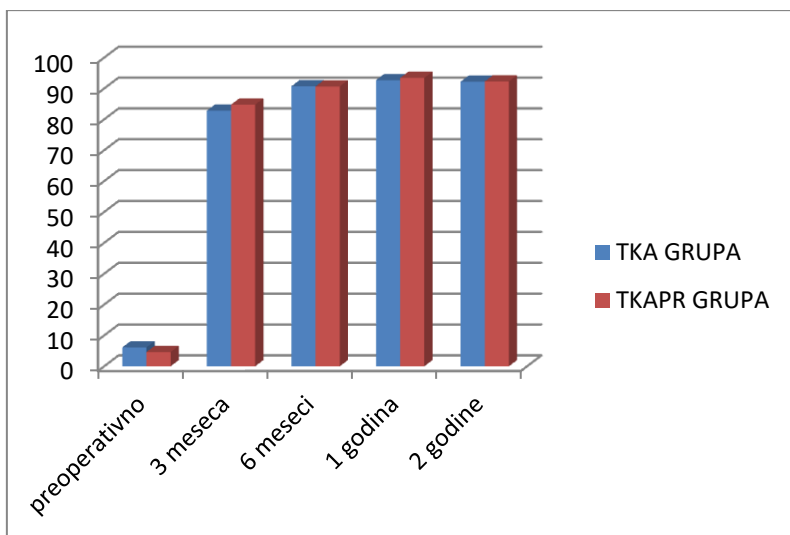
Grafikon 4. Preoperativna distribucija OKS u ispitivanim grupama

Srednje vrednosti preoperativnih parametara (KSS 1 i 2, i OKS) bile su niže u grupi pacijenata kod kojih je zamenjena zglobna površina čašice (TKAPR) ali se ova razlika nije pokazala statistički značajnom. Takodje prosečna vrednost stepena deformiteta bila je veća u TKAPR grupi ali ne statistički značajno. Prosečna vrednost preoperativnog bola iskazanog na osnovu Vizuelne Analogne Skale bila je veća u TKAPR grupi ali se razlika nije pokazala statistički značajnom.(Tabela2.)

U ispitivanim grupama nije bilo intraoperativnih komplikacija (lezije kolateralnih ligamenata, prelomi, avulzije ligamenta patele). Kod jednog pacijenta u grupi lečenoj bez zamene patelarne zglobne površine postoperativno je zabeležena dislokacija čašice koja je lečena operativno. Ovaj pacijent je potom isključen iz studije jer je procenjeno da postoji neadekvatna rotacija femoralne i tibijalne komponente endoproteze kolena. Prosečno vreme trajanja operacije u grupi kod koje nije uradjena zamena patelarne zglobne površine (TKA) bilo je $64,3 \pm 11,4$ minuta a u grupi sa zamenom zglobne površine čašice $70,9 \pm 10,5$ minuta. Nije ustanovljena statistička značajnost razlike u ovim vrednostima.

4.3. Postoperativne vrednosti ispitivanih parametara i značajnost razlike

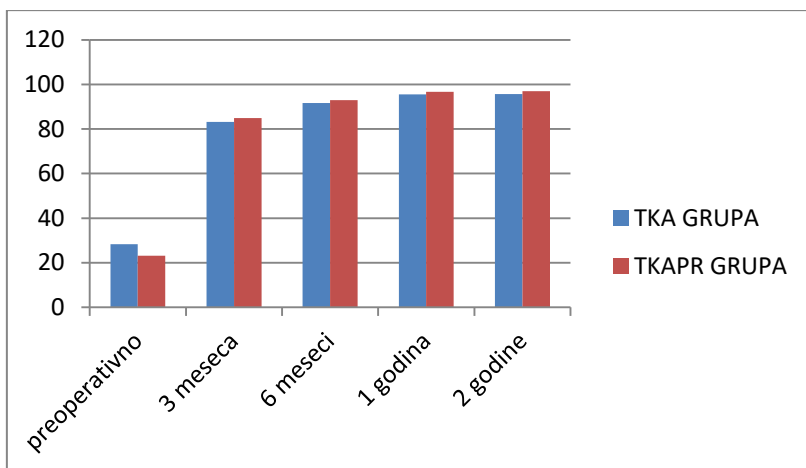
Vrednosti KSS 1 na kontroli 3 meseca posle operacije bile su $82,83 \pm 6,597$ u TKA grupi a $84,77 \pm 8,601$ u TKAPR grupi što se nije pokazalo statistički značajnom razlikom medju grupama ($P=0,111$, $P>0,05$). Vrednosti KSS 2, 3 meseca nakon operacije u TKA grupi bile su $83,17 \pm 6,513$ a u TKAPR grupi $84,83 \pm 10,866$. Ni ova razlika nije pokazala statističku značajnost ($P=0,252$, $P>0,05$). Vrednosti KSS pokazuju stabilan rast na regularnim kontrolama posle 6 meseci, 1 i 2 godine u obe grupe i bez statistički značajne razlike medju grupama. (Tabela 3.) (Grafikon 5)



Grafikon 5. Distribucija vrednosti KSS 1 preoperativno i tokom perioda praćenja

Tabela 3. Postoperativni rezultati u ispitivanim grupama i značajnost razlike

Skor	TKA grupa	TKAPR grupa	p vrednost
Knee Society Score part 1			
3 meseca	82.83 ± 8.601	84.77 ± 6.597	0.111
6 meseci	90.73 ± 3.258	90.67 ± 4.816	0.341
1 godina	92.70 ± 2.329	93.43 ± 3.395	0.700
2 godine	92.20±2.265	92.27±2.447	0.849
Knee Society Score part 2			
3 meseca	83.17 ± 9.513	84,83 ± 10.866	0.252
6 meseci	91.67 ± 4.795	93 ± 5.509	0.256
1 godina	95.5 ± 4.015	96.67 ± 3.556	0.259
2 godine	95.5±3.848	96.93±3.118	0.117
Oxford Knee Score			
3 meseca	40.20 ± 2.172	40.57 ± 2.622	0.306
6 meseci	42.73 ± 1.911	43.8 ± 2.172	0.046
1 godina	45.23 ± 1.851	44.57 ± 2.144	0.309
2 godine	45.20±2.024	45.27±2.348	0.758



Grafikon 6. Distribucija vrednosti KSS 2 preoperativno i tokom perioda praćenja

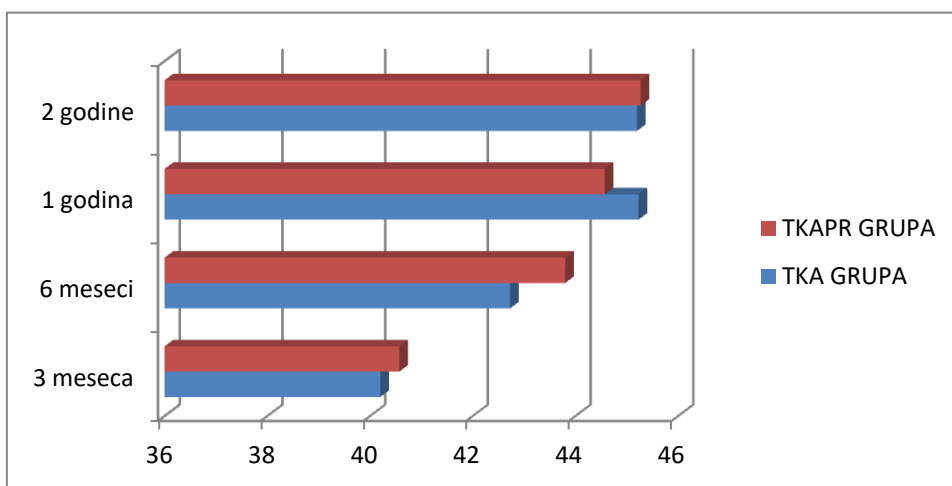
Jačina bola procenjivana na osnovu VAS skale 6 meseci postoperativno bila je 0.77 ± 0.728 u TKA grupi a 0.70 ± 0.651 u TKAPR grupi, bez statističke značajnosti razlike medju grupama ($P=0.771$, $P>0.05$). Slični su rezultati in a kontrolama nakon 1 godine od operacije (0.40 ± 0.563 u TKA grupi a 0.27 ± 0.450 u TKAPR grupi) ponovo bez statističke značajnosti razlike ($P=0.370$, $P>0.05$). Nije bilo razlike medju grupama ni na kontroli 2 godine posle operacije. ($P=0.215$, $P>0.05$) (Tabela 4.)

Tabela 4. Postoperativni bol po ispitivanim grupama i značajnost razlike

Vizuelna Analogna Skala - Bol	TKA Grupa	TKA PR Grupa	P vrednost
6 meseci	0.77 ± 0.728	0.70 ± 0.651	0.771
1 godina	0.40 ± 0.563	0.27 ± 0.45	0.370
2 godine	0.43 ± 0.626	0.23 ± 0.430	0.215

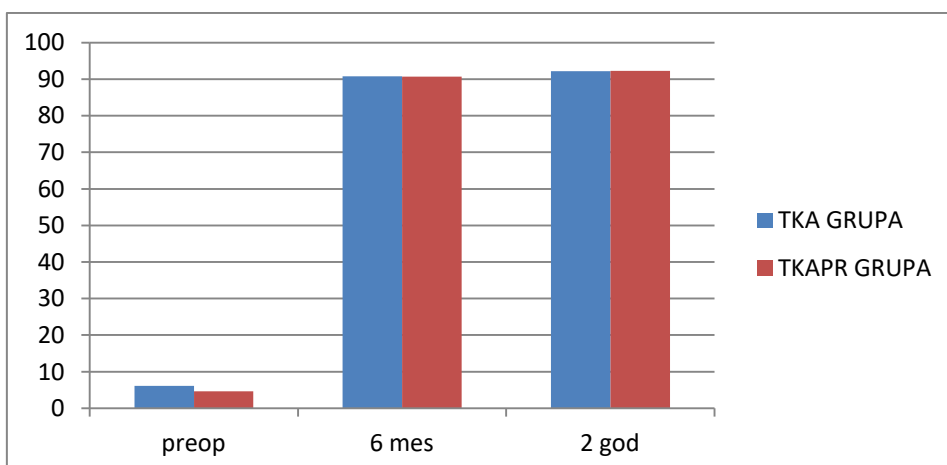
Vrednosti Oxford Knee Score-a 3 meseca nakon operacije bile su $40,20 \pm 2,172$ u grupi bez zamene zglobne površine čašice a $40,57 \pm 2,622$ u grupi u kojoj je zamenjena zglobna površina čašice, bez statističke značajnosti razlike ($P=0,306$, $P>0,05$). Šest meseci nakon operacije ove vrednosti bile su $42,73 \pm 1,911$ u TKA grupi a $43,80 \pm 2,172$ u TKAPR grupi i statistička značajnost razlike dostignuta je u korist grupe pacijenata sa zamenjenom zglobnom površinom čašice ($P=0,046$, $P<0,05$). Na narednoj redovnoj

kontroli godinu dana od operacije nije bilo statističke značajnosti razlike u OKS medju ispitivanim grupama ($P=0,309$, $P>0,05$). Na kontroli nakon dve godine konstatovani su slični rezultati ($P=0,759$, $P>0,05$). (Tabela 3.) (Grafikon 7.)



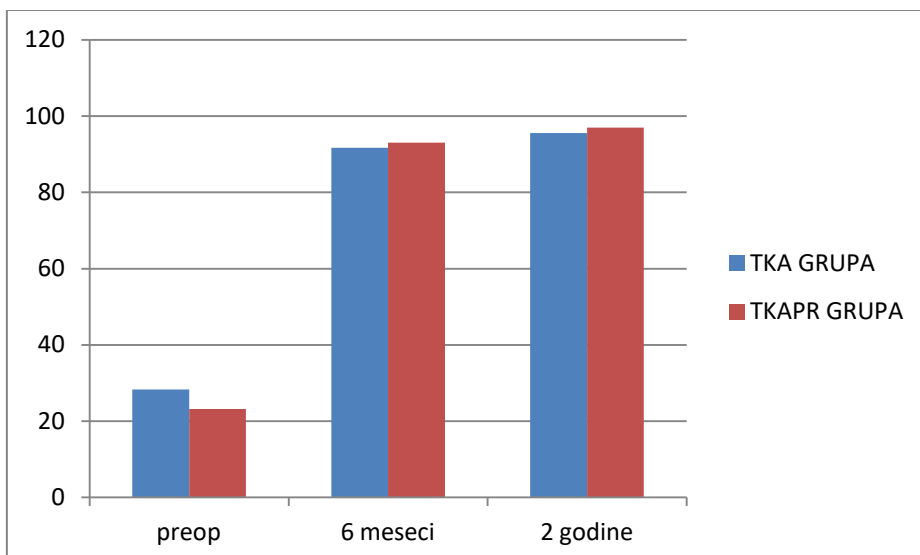
Grafikon 7. Distribucija vrednosti OKS postoperativno u ispitivanim grupama

Poređenje izmedju preoperativnih i postoperativnih vrednosti KSS 1 u vremenskim intervalima nakon 6 meseci i 2 godine postoperativno pokazalo je postojanje statistički značajne razlike. ($t=-49.23$, $t=-51.23$, $p<0,001$) (Grafikon 8)



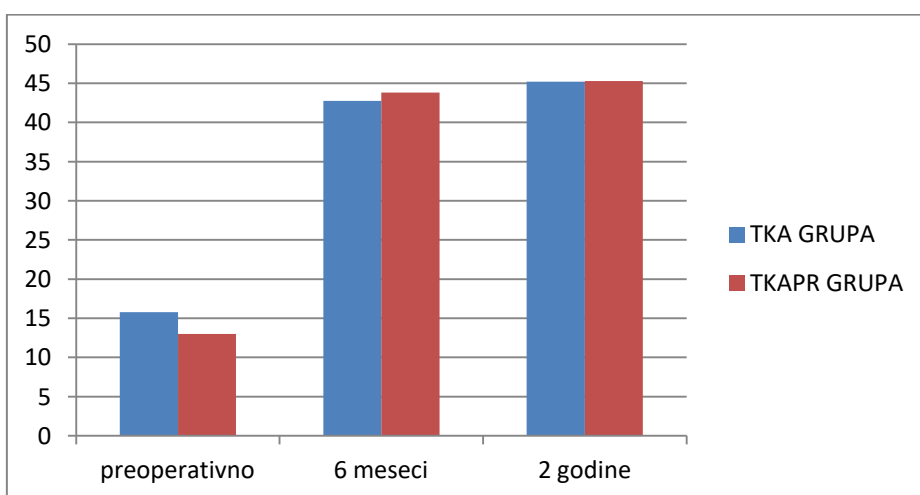
Grafikon 8. Vrednosti KSS 1 u ispitivanim grupama preoperativno i tokom perioda praćenja.

Poredjenje izmedju preoperativnih i postoperativnih vrednosti KSS 2 u vremenskim intervalima nakon 6 meseci i 2 godine postoperativno pokazalo je postojanje statistički značajne razlike za sve ispitivane parametre. ($t=-31,324$, $t=-39,441$ $p<0,001$) (Grafikon 9.)



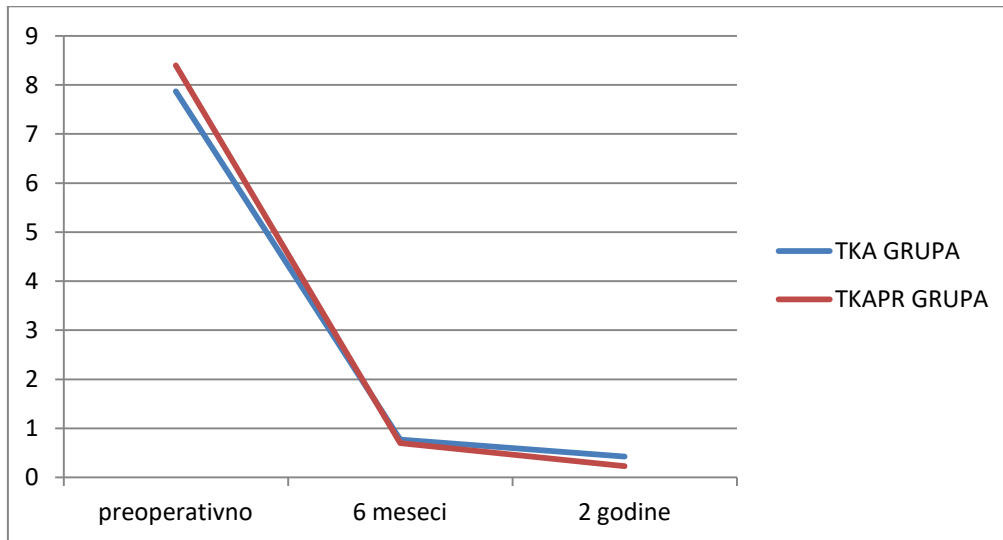
Grafikon 9. Prosečne vrednosti KSS 2 u ispitivanim grupama preoperativno i tokom perioda praćenja.

Poredjenje izmedju preoperativnih i postoperativnih vrednosti OKS nakon 6 meseci i 2 godine postoperativno pokazalo je postojanje statistički značajne razlike za sve ispitivane parametre. ($t=-28,434$, $t=-30,373$, $p<0,001$) (Grafikon 10.)



Grafikon 10. Prosečne vrednosti OKS u ispitivanim grupama preoperativno i tokom perioda praćenja

Poredjenje izmedju preoperativnih i postoperativnih vrednosti nivoa bola u kolenu na osnovu Vizuelne Analogne Skale nakon 6 meseci i 2 godine postoperativno pokazalo je postojanje statistički značajne razlike, u smislu značajno smanjenog nivoa jačine bola toko postoperativnog perioda praćenja. ($t=30,269$, $t=32,729$ $p<0,001$) (Grafikon 12.)



Grafikon 12. Prosečne vrednosti jačine bola na osnovu Vizuelne Analogne Skale preoperativno i tokom perioda praćenja.

5. DISKUSIJA

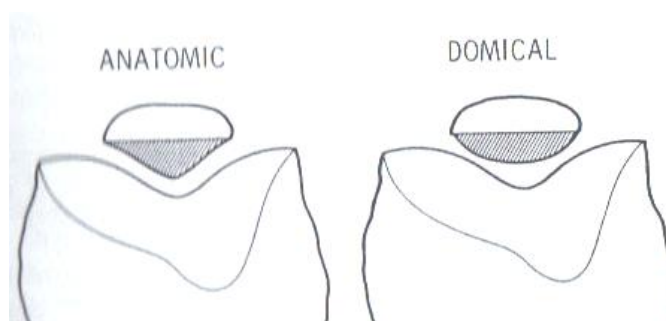
Ako se izuzme infekcija, u učestalosti svih komplikacija nakon operacije totalne artroplastike kolena, problemi vezani za patelofemoralni zglob zauzimaju najznačajnije mesto. (165,194,204) Kod kolena sa valgusnim deformitetom postoji tendencija lateralne dislokacije čašice usled deformišućih sila koje deluju na koleno i posebno patelofemoralni zglob. (195,196) Ovom studijom pokušali smo da ustanovimo povezanost zamene zglobne površine čašice u sklopu totalne artroplastike kolena, sa poboljšanom postoperativnom funkcijom kolena. Na ishod totalne artroplastike kolena utiče mnoštvo faktora od kojih je hirurška tehnika među najznačajnijima. Razlike u hirurškoj tehnici kod pacijenata u ovoj studiji smanjene su na najmanju moguću meru kako bi se izolovala zamena patelarne zglobne površine kao faktor čiji je značaj ispitivan kod pacijenata sa valgusnim degenerativnim deformitetom.

Odluka o zameni zglobne površine čašice tokom totalne artroplastike kolena zavisi od ordinirajućeg hirurga, s obzirom da se u literaturi nalaze argumenti koji idu i u prilog zamene kao i u prilog izostavljanja ovog dela totalne artroplastike kolena i ne postoje dokazani čvrsti stavovi i uputstva kada je ova tema u pitanju. Dokazana prednost zamene zglobne površine čašice je niži stepen reoperacija zbog bola u prednjem delu kolena. (205,206,207) Kontakt između hrskavice ili kosti i metalne komponente implantata smatra se nefiziološkim i dovodi do erozije hrskavice i kosti tokom vremena. Drugi podaci kao što su veći stepen satisfakcije pacijenta, bolja funkcija zgloba postoperativno i manji procenat komplikacija, nisu ubedljivo dokazani. (151,204,206,208,209,210) Zagovornici izostavljanja zamene zglobne površine čašice tvrde da nema dovoljno dokaza o prednostima ovog dela procedure koji je po njima stoga suvišan i može dovesti do nekroze čašice, razlabavljenja i habanja patelarne komponente njene dislokacije ili rupture ekstenzornog aparata. (211,212,213)

Patela je deo zgloba kolena i svaka totalna artroplastika kolena obuhvata i hiruršku obradu patele. Hirurg mora biti svestan činjenice da će način obrade čašice tokom totalne artroplastike kolena imati direktan uticaj na uspeh operacije ne samo u pogledu satisfakcije pacijenta nego i na funkcionalni rezultat. Mehanički uticaji su

posebno značajni kada je u pitanju funkcionisanje patelofemoralnog zgloba i to treba imati u vidu pri donošenju odluke za ili protiv zamene patelarne zglobne površine. Značaj rotacionog položaja komponenti za uspeh operacije treba uvek imati u vidu bez obzira na to da li se implantira i patelarna komponenta ili ne. Hirurška tehnika i dizajn implantata su dokazani kao važni faktori za konačan uspeh lečenja i njihova poboljšanja su pomogla u smanjenju učestalosti komplikacija vezanih za čašicu i pojave bola u prednjem aspektu kolena.

Rani dizajni totalnih endoproteza kolena bili su praćeni velikim procentom patelarnih komplikacija(207,211,213,214,215). Sve donedavno većina patelarnih komponenti imala je površinu u obliku svoda. Konveksna kontura patelarne komponente može biti praćena većim stepenom habanja polietilena u kontaktu sa čvršćim metalnim legurama koje čine femoralnu komponentu endoproteze. "Anatomski" oblik komponente praćen je manjim kontaktnim stresom ali zahteva odgovarajuće rotaciono pozicioniranje komponenti. Slika 22



Slika 22. Oblik površine patelarne komponente / Preuzeto iz Insal J. (ed.) Surgery of the knee. 2nd ed. Churchill-Livingston, New York. 1993./

Patela ovalnog oblika može u većoj meri dovesti do pokrivanja patelarne kosti. Drugi koncept je takozvana "inlay" tehnika plasiranja patelarne komponente koja se "ulaže" u središnji deo čašice, sa obrazloženjem da periferni kontakt ivica čašice i femoralnih kondila ne dovodi do pojave simptoma. Ovaj koncept je praktično napušten. Savremene endoproteze u daleko većoj meri odgovaraju anatomskom obliku patelofemoralnog zgloba tako da su i komplikacije usled dizajna proteze mnogo redje. (204,206,216.) Hirurška tehnika obrade čašice je veoma značajna za uspeh lečenja. Najpoželjniji cilj je postizanje native debljine čašice i neopstruirane pokretljivosti. Povećana debljina čašice nakon implantacije patelarne komponente može imati loše

posledice po funkciju kolena sa pojavom bola i ograničenja fleksije. Značajno smanjena debljina čašice nakon implantacije patelarne komponente praćena je većim rizikom preloma čašice, osteonekroze i povećanim silama naprežanja u patelofemoralnom zglobo (180, 217) Greenfield i sar. navode poboljšano kretanje čašice kada se postigne nešto manja debljine čašice (prosečno 1,58mm manja od nativne) nakon implantacije patelarne komponente(179). Nakon perioda praćenja od 30 godina u ovoj grupi pacijenata zabeležen je samo jedan slučaj preloma čašice . Debljina čašice nakon implantacije patelarne komponente značajno utiče na kinematiku čašice i funkciju patelofemoralnog zgloba nakon totalne artroplastike kolena (66). Pozicioniranje patelarne komponente takodje je važno za reprodukciju željene patelarne pokretljivosti. Yoshi i sar. (218) su našli da je biomehanički najpovoljnija blaga medijalizacija patelarne komponente, sem toga preporučuje se i blaga proksimalizacija kada je to moguće. Kompletna pokrivenost patelarne kosti implantatom nije neophodna za postizanje optimalnih rezultata ali treba ukloniti sve periferne osifikate kao i peripatelarnu sinoviju posebno uz donju površinu tetive kvadricepsa kako bi se izbegla pojava “patella clunk” sindroma. (219) Probna intraoperativna procena patelarne pokretljivosti treba da posluži hirurгу da proveri poziciju komponenti. Poremećaji putanje kretanja čašice su najčešće manifestacija tehničke greške pri izvodjenju artroplastike, posebno u pogledu pozicioniranja komponenti ne samo u pitanju aksijalne orijentacije već i u pogledu rotacije komponenti i njihove mediolateralne translacije. Postavljanje femoralne komponente u valgus veći od 7 stepeni efektivno povećava Q ugao i može dovesti do “maltracking-a” čašice. (219,220) Berger i sar. (221) su efektivno dokazali povezanost povećane unutrašnje rotacije komponenti i lošeg kretanja čašice poredeći aksijalne CT snimke kod 30 pacijenata sa izolovanim patelofemoralnim komplikacijama i 20 pacijenata sa dobro funkcionišućim totalnim endoprotezama i uočio direktnu povezanost između stepena unutrašnje rotacije komponenti i patelarnog “maltracking-a”. Ako je tibijalna komponenta postavljena u većoj unutrašnjoj rotaciji dovodi do relativno veće spolje rotacije pozicije tibijalnog tuberkuluma i efektivnog povećanja Q ugla sa posledičnom subluksacijom patele i tendencijom ka dislokaciji i ograničenju pokreta kolena. Učestalost revizija i procenat loših kliničkih rezultata raste u slučajevima lošeg rotacionog položaja tibijalne ili femoralne komponente. Izbor komponenti većih od optimalne može dovesti do problema u kretanju patele i takozvanog “overstuffinga”

sa kontinuiranim postoperativnim bolom. Presecanje lateralnih retinakula ne rešava ove probleme a može i povećati posledičnu nestabilnost čašice i pogoršati klinički rezultat lečenja.

U grupi od 600 pacijenata kod kojih nije implantirana patelarne komponenta nakon perioda praćenja od deset godina O'Brien i sar. (173) našli su prisustvo bola u prednjem aspektu kolena u samo 1,5% slučajeva. Kod svih ovih pacijenata primenjen je takozvani "patella-friendly" dizajn femoralne komponente. Hwang i sar. (175) poredili su rezultate lečenja 2 grupe pacijenata sa patella-friendly dizajnom femoralne komponente sa ili bez zamene patelarne zglobne površine. Nakon perioda praćenja od 7 godina nije nadjena značajna razlika u funkcionalnim rezultatima, učestalosti revizija i pojavi bola u prednjem aspektu kolena.

Postoje dve najčešće opisivane komplikacije izostavljanja patelarne komponente totalne endoproteze kolena. To su bol u prednjem aspektu kolena i potreba za sekundarnom implantacijom patelarne komponente. Učestalost sekundarne implantacije u brojnim studijama je između 10 i 12 % (54,55). Parvizijeva meta analiza (216) prospektivnih randomizovanih studija koje su poredile rezultate totalnih artroplastika kolena sa i bez zamene patelarne zglobne površine pokazala je postojanje nižeg relativnog rizika pojave bola u prednjem delu kolena u grupi pacijenata sa zamenjenom zglobnom površinom čašice ($P=0.01$). Međutim, nije nadjena statistička značajnost razlike u stepenu zadovoljstva pacijenata kao ni u učestalosti revizionih procedura. Parvizi i sar. (238) objavili su svoje rezultate sekundarne implantacije patelarne komponente kod 38 pacijenata. U 7 slučajeva nije došlo do poboljšanja zadovoljstva pacijenata niti smanjenja bola u kolenu.

Mehanizam pojave bola u prednjem aspektu kolena nije sasvim objašnjen, u odsustvu poremećaja rotacije komponenti i njihovog razlabavljenja. Brojni su potencijalni uzroci ali je većini zajedničko postojanje izvora bola koji se može povezati sa pripojima ekstenzornog aparata. Sanchis-Alfonso(222,223) pokazao je da pacijenti sa bolom u prednjem delu kolena imaju povećanu gustinu nociceptivnih receptora u lateralnim retinakulima. Vrlo verovatno poremećaji u patelofemoralnoj mehanici dovode do preopterećenja retinakula. Posebno se naglašava značaj neodgovarajuće pozicije komponenti, valgus deformiteta kolena i nestabilnosti. (223). Lokalni peripatelarni sinovitis i zapaljenske promene u Hoffinom masnom jastučetu i koštani

edem takodje doprinose pojavi bola u prednjem aspektu kolena. Većina ovih problema su umerenog ili slabog karaktera i ne zahtevaju operativno lečenje. (224)

U pogledu predviđanja pojave i očekivanja bola u prednjem aspektu kolena uradjeno je više studija i zaključci svih ovih studija idu u prilog obavljanju zamene zglobne površine čašice tokom procedure totalne artroplastike kolena. /4,21,22/ Sekundarna zamena zglobne površine čašice kod pacijenata sa bolom u prednjem delu kolena kod kojih primarno patelarna komponenta nije implantirana, nije pokazala dobre rezultate/23,24,25,4/

Brojne su meta analize rezultata lečenja sa ili bez ugradnje patelarne komponente. Nizard i sar. /205) izvršili su meta analizu 1490 artroplastika kolena iz 12 različitih prospektivnih randomizovanih studija. Našli su da je rizik za reoperaciju veći 0,43 puta u pacijenata kod kojih patelarna komponenta nije primarno implantirana (6,5% nasuprot 2,3%). Pored toga postojao je 0,39 puta veći rizik pojave bola u prednjem delu kolena u grupi pacijenata kod kojih nije obavljena zamena patelarne zglobne površine. Pakos i sar. (206) objavili su rezultate meta analize 1223 kolena iz 10 prospektivnih studija u periodu 1995.-2003. Prema ovim podacima postoji smanjenje rizika od reoperacije za 4,6% u grupi kod koje je zamenjena patelarne zglobna površina i smanjenje rizika postoperativnog bola u prednjem delu kolena od 13,8%. Pilling i sar. (225) objavili su meta analizu 16 randomizovanih studija i takodje našli manju učestalost reoperacija u grupi pacijenata sa zamenjenom patelarnom zglobnom površinom. Medjutim, oni nisu našli značajnu razliku u učestalosti postoperativnog bola u prednjem aspektu kolena. Sličan nalaz objavili su Pavlou i sar. (226) u meta analizi koja je obuhvatila ukupno 7075 slučajeva, sa većom učestlošću reoperacija ali ne i postoperativnog bola u prednjem aspektu kolena u grupi pacijenata kod kojih nije implantirana patelarna komponenta. He i sar. (227) u meta analizi 16 randomizovanih kontrolnih studija našli su da iako je učestalost reoperacija bila veća u grupi pacijenata kod kojih nije zamenjena patelarne zglobna površina nije postojala razlika u funkcionalnim rezultatima i učestalosti postoperativnog bola u prednjem kolenu.

U literaturi nema dovoljno dokaza za tvrdnju da zamena patelarne zglobne površine smanjuje učestalosti postoperativnog bola u prednjem delu kolena. U randomizovanoj kontrolnoj studiji Barrack i sar. (158) našli su čak kod 28% pacijenata sa zamenjenom

patelarnom zglobnom površinom postoperativnu pojavu bola u prednjem kolena iako ovaj bol nije postojao preoperativno. Kod 9% pacijenata preoperativni bol perzistirao je postoperativno. U grupi pacijenata kod kojih patelarna zglobna površina nije zamenjena kod 23% pacijenata zabeleženo je perzistiranje bola dok je u 14 % došlo do pojave novog bola. Fu i sar. (228) sprovedli su meta analizu 10 studija sa 1003 slučaja TPK i nisu našli razliku u učestalosti AKP. Rizik reoperacije je bio međutim značajno niži u grupi pacijenata sa zamenom zglobne površine čašice nego u grupi bez zamene. Slične nalaze objavili su He i sar (227) na osnovu analize 16 studija sa više od 3000 slučajeva TPK.

Kada se govori o učestalosti reoperacija treba imati u vidu da je u situaciji kada se pacijent sa perzistirajućim bolom u prednjem aspektu kolena kod koga nije prethodno implantirana patelarna komponenta javlja hirurgu, ovaj najlakše odlučuje za sekundarnu zamenu patelarne zglobne površine. Nasuprot tome, u pacijenata sa perzistirajućim bolom u prednjem aspektu kolena kod kojih je prethodno učinjena totalna artroplastika sa zamenom patelarne zglobne površine, hirurzi imaju daleko manje opcija za lečenje. Izolovana revizija patelarne komponente se gotovo nikad ne preporučuje a revizija totalne endoproteze kolena bez jasnog utvrđivanja uzroka neuspeha je gotovo uvek osudjena na ponovni neuspeh.

Bol u prednjem aspektu kolena javlja se relativno često nakon ugradnje totalne endoproteze kolena sa opisanom učestalošću u rasponu 1-47% (161, 187, 204,208, 229) Ovako veliki raspon pacijenata kod kojih se javlja bol u prednjem aspektu kolena posledica je između ostalog i razlika u proceni bola, hirurškoj tehnici i dizajnu implantata. Iako je njegova incidenca danas značajno smanjena u poredjenju sa prvim dizajnima endoproteza i dalje se javlja u značajnoj meri kod oko 10% pacijenata sa totalnom endoprotezom kolena. (151, 230, 210)

U većem broju studija opisana je manja učestalost bola u prednjem aspektu kolena i veći stepen zadovoljstva pacijenata nakon zamene patelarne zglobne površine. (159, 208,231, 232, 233, 234) Podaci iz nekih nacionalnih registara međutim ne daju ovakvu potvrdu. Prema Švedskom nacionalnom registru kod 15% pacijenata kod kojih je implantirana patelarna komponenta perizistira nezadovoljstvo nakon operacije u poredjenju sa 19% pacijenata kod kojih je zadržana čašica. (235) Međutim pacijenti sa zamenjenom patelarnom zglobnom površinom tokom vremena

postaju manje zadovoljni dok se stepen zadovoljstva kod pacijenata kod kojih patelarna komponenta nije implantirana ostaje nepromenjen. (236) Jedna od meta analiza oko 7000 slučajeva nije utvrdila postojanje razlika u kliničkom rezultatu između pacijenata sa zamenjenom i nezamenjenom patelarnom zglobnom površinom. (226) Debate zastupnika i protivnika zamene čašice posledica su verovatno i nedovoljnog razumevanja mehanizama i uzroka pojave bola u prednjem aspektu kolena. Barrack i sar. (158) našli su da je kod 28% pacijenata koji nisu imali bol u prednjem kolenu postoperativno došlo do navedene tegobe u grupi pacijenata kod kojih je radjena resekcija patelarne zglobne površine a kod 9% pacijenata u istoj grupi koji su preoperativno imali bol u prednjem aspektu kolena ovaj simptom je perzistirao i postoperativno. Kod pacijenata kod kojih čašica nije obradivana u 23% slučajeva zadržalo se postojanje bola u prednjem aspektu kolena dok se nova pojava bola zabeležila u 14%. Pojava bola u prednjem aspektu ne može se uvek povezati sa čašicom i patelofemoralnim zglobom. Peripatelarne tendinopatije, burzitis, sinovitis, ožiljci, neuromi, Sudeckova algodistrofija su neka od patoloških stanja odgovornih za pojavu bola u prednjem delu kolena.

Helmy i sar. (5) uradili su meta analizu randomizovanih kontrolnih studija u pogledu takozvane očekivane vrednosti odluka pri izvodjenju totalne artroplastike kolena. "očekivana vrednost" odnosi se na predviđanje posledica odluka, koja se određuje iz verovatnoća različitih ishoda. Model softvera je konstruisan sa ciljem da se utvrdi da li je primarna zamena patelarne zglobne površine bolja opcija u odnosu na izostavljenje zamene patelarne zglobne površine i da li je za pacijente sa bolom u prednjem aspektu kolena od koristi sekundarna zamena zglobne površine u revizionoj proceduri.

Na osnovu ove analize autori su našli da se najveća očekivana vrednost postiže zamenom zglobne površine čašice u primarnoj proceduri. Sekundarna zamena prethodno nezamenjene patelarne zglobne površine u revizionoj proceduri, međutim, nije se pokazala kao najbolja strategija kod pacijenata sa bolnim kolenom kod kojih čašica nije primarno zamenjena.

Ova meta analiza pokazala je da je verovatnoća pojave bola u grupi sa zamenom zglobne površine čašice oko 12% u poredjenju sa 26% u grupi u kojoj je zamena patelarne zglobne površine izostavljena u primarnoj proceduri. Verovatnoća

sekundarne operacije u vezi sa patelom u prvoj grupi bila je 2,8% a u grupi u kojoj zamena nije primarno radjena 7,2%. (5)

Ispitivanjem literature u kojoj je posebno praćeno prisustvo bola u prednjem aspektu kolena (158,187, 204, 208) koristeći McKneejev modifikovani index zdravstvene dobiti koji je specifićan i verifikovan kao instrument za merenje ishoda lećenja u pacijenata sa artrozom kolena(238), zamena zglobne površine ćašice sprećila bi jedan slućaj pojave bola u prednjem aspektu kolena na svakih 7 zamena ćašice a da je svih 526 nezamenjenih ćašica u ispitivanim studijama bilo zamenjeno kod 72 pacijenta bila bi izbegnuta pojava bola u prednjem delu kolena. Zamena zglobne površine ćašice sprećila bi reoperaciju u jednom na svaka 23 slućaja. Reoperacija u slućaju primarnog izostavljanja zamene zglobne površine ćašice nije dobro rešenje ako je uzrok bol u prednjem aspektu kolena osim ako se moće ustanoviti mehanićki uzrok. Sekundarna zamena patelarne zglobne površine u većini studija nije pokazala dobar rezultat. (158, 166,187,191, 238) Zadovoljavajući rezultati su opisani sa ućestalošću od 30-80% (153, 158,238, 239). Recidivi simptoma ćak i u slućaju poćetnog uspeha su medjutim visoki, ćak i do 55% pacijenata (158). Parvizi i sar. (238) objavili su rezultate kod 39 pacijenata kod kojih je uradjena sekundarna zamena patelarne zglobne površine nakon perioda praćenja od prosećno 4,5 godina. Kod 8 pacijenata došlo je do pogoršanja stimptoma a kod 14 stanje je bilo nepromenjeno dok je u 7 slućajeva bila neophodna dodatna revizija zbog "maltracking-a" ćašice. Slićnu ućestalost objavili su Spencer i sar. (239). Postojali su neki pokućaji scintigrafske identifikacije pacijenata sa bolom u prednjem kolenu koji bi imali koristi od eventualne sekundarne zamene ali je broj ovih pacijenata mali a korist od ove metode joć nepotvrđjena (240). Revizije zbog patelofemoralnih problema se obavljaju relativno brzo nakon primarne procedure dok se revizije zbog habanja i razlabavljenja obićno obavljaju dosta kasnije što moće sugerisati korist od primarne zamene patelarne zglobne površine barem u starijih pacijenata (235,236)

Problem kod pacijenata bez zamene patelarne zglobne površine je hondroliza a kod pacijenata sa zamenjenom patelarnom zglobnom površinom mogući problemi su asepticno razlabavljenje, prelomi ćašice i "overstuffing" kod nedovoljne resekcije zglobne površine. (241)

Osnovne prednosti zamene zglobne površine pri totalnoj artroplastici kolena su sprečavanje eventualne buduće mogućnosti simptomatske artroze i pojave bola u prednjem aspektu kolena i smanjenje potrebe za eventualnom reoperacijom. Osnovne prednosti izostavljanja zamene zglobne površine čašice je izbegavanje rizika preloma čašice uz očuvanje dobre funkcije. Ono što je problem u svim analizama rezultata totalne artroplastike kolena je kako povezati postojeću simptomatologiju postoperativno sa određenim patoanatomskim supstratom odnosno kako utrditi da bol u prednjem aspektu kolena, nestabilnost čašice ili ograničenje pokreta potiču od problema u patelofemoralnom delu zgloba kolena.

U većini studija u kojima je to ispitivano bol u prednjem aspektu kolena pojavljuje se brzo nakon operacije. Kod Watersa i Bentleya (157) u svim slučajevima bol se javio u prvih 18 meseci postoperativno. Wood i sar. (162) ukazali su da je bol u prednjem aspektu kolena postao jasan simptom već nakon 3 meseca a u većini slučajeva prvi simptomi se javljaju unutar 6 meseci od operacije. Burnett i sar. (190) objavili su da je sekundarna zamena zglobne površine čašice radjena prosečno 3,3 godine nakon primarne totalne artroplastike kolena (u rasponu od 1-5 godina). Barrack i sar. (158) su našli da je 6 od 7 sekundarnih zamena čašice uradjeno unutarđ 2-4 godine postoperativno. Nakon sekundarne zamene nadjeno je početno smanjenje nivoa bola u prednjem kolenu nakon čega je dolazilo do pogoršanja tokom perioda praćenja od 5-7 godina.

Brander i sar. (151) i Forsythe i sar. (242) proučavali su intenzitet bola nakon implantacije nekomplikovane endoproteze kolena tokom prve postoperativne godine uz pomoć vizuelne analogne skale. Nivo preoperativnog bola smanjen je prosečno za više od polovine vrednosti nakon tri meseca od operacije a nakon godinu dana prosečno je i dalje bio na oko trećine preoperativne vrednosti. Prediktori pojave bola mogu se podeliti na one koji se mogu modifikovati i one koji se ne mogu modifikovati. Prediktori koji nisu podložni modifikaciji su ženski pol, nizak prag bola i mlađja životna dob. (242) Prediktori koji se mogu modifikovati su anksioznost, depresija i problemi prenesenog bola. Drugi uzrok nezadovoljstva pacijenta može biti neispunjavanje preoperativnih očekivanja. Neispunjena očekivanja kada je u pitanju uklanjanje bola tokom prvih nekoliko postoperativnih meseci može dovesti do

razvoje straha, nesigurnosti i anksioznosti koji mogu ugroziti proces savladavanja bola. (243)

Podaci iz nacionalnih registara za skandinavske zemlje, Australiju i Englesku i Vels ne ukazuju jasno na prednost ili štetu od primene jednog od ova dva načina lečenja. U Švedskoj postoji tendencija izostavljanja zamene zglobne površine čašice tako da se učestalost primarne zamene smanjila od 70% tokom osamdesetih godina do oko 3% u prvoj dekadi ovog veka. (236) Slični su podaci u Norveškoj. S druge strane u Danskoj je situacija obrnuta, učestalost primarne zamene patelarne zglobne površine porasla je sa 69% u periodu od 1997. – 2000. do 80% u 2009. (244) Od svih revizionih procedura u Danskoj 9,1% se izvode radi sekundarne zamene patelarne zglobne površine a 5,1% zbog habanja polietilena patelarne komponente. Podaci iz Australijskog registra pokazuju povećanje od oko 40% 2005. na 49,5% 2010. (246) Kumulativni procenat revizija ako se patella primarno ne implantira kod PS tipa implantata iznosio je oko 8,1% za 10 godina u poredjenju sa 5,8% za sve druge razloge. Ako se pogledaju međjutim podaci o tipu izvršenih revizija prema upotrebljenim implantatima uočava se u čak 19 -20% slučajeva tip revizione procedure prema vrsti korišćenog implantata – izolovana revizija - implantacija patelarne komponente (244,245,246)

Randomizovane prospektivne studije o ovom pitanju nisu česte i nažalost odnose se na zastarele dizajne implantata. Meta analiza 16 objavljenih randomizovanih prospektivnih studija (4) obuhvatila je 1587 kolena kod kojih je primarno obavljena zamena patelarne zglobne površine u vreme totalne artroplastike kolena i rezultati upoređeni sa 1620 kolena kod kojih je ovaj deo izostavljen. (7,15,19,21,25,37,38,46,75,93,122,134,146,151) Prosečno praćenje bilo je 5,4 godina (1-10,8 godina) Postoperativni bol u prednjem aspektu kolena zabeležen je kod 20,8% pacijenata kod kojih nije uradjena zamena patelarne zglobne površine i kod 16,8% pacijenata koji su dobili patelarnu komponentu u sklopu totalne artroplastike kolena. Knee Society skorovi su bili gotovo identični /155 i 153 ukupno/. Procenat revizija zbog patelarnih problema bio je 4,4% u grupi neobradjenih čašica i 2,1% u grupi pacijenata kod kojih je implantirana i patelarna komponenta. U 9 studija nije nadjena klinička značajnost u pogledu funkcije i zadovoljstva pacijenata medju

ispitivanim grupama. U dve studije blaga prednost bila je na strani očuvanja native čašice dok je u 5 studija rezultat nakon zamene patelarne zglobne površine bio bolji.

Sposobnost pacijenata da savladavaju stepenice bila je posebno ispitivana u nekim od ovih studija (138, 162, 187, 189, 204) Bourne i sar. (189) razvili su test savladavanja stepenika i uporedili ove dve grupe pacijenata nakon 2 godine od primarne procedure i potom nakon 10 godina i našli značajnu razliku u korist grupe u kojoj nije implantirana patelarna komponenta u vreme ispitivanja od 10 godina nakon inicijalne procedure.

Radjene su i uporedne studije kod pacijenata kod kojih su radjene bilateralne simultane totalne artroplastike kod kojih na jednom kolenu nije a na drugom jeste obavljena zamena patelarne zglobne površine. Meta analiza ovih studija (7,20,36,67,74,100,102,130,134,146) obuhvatila je 299 pacijenata koji su praćeni od 2-10 godina. Kod 35% pacijenata postojalo je veće zadovoljstvo stranom na kojoj je izvršena zamena patelarne zglobne površine, kod 18% stranom na kojoj nije izvršena zamena patelarne zglobne površine a 47% nije moglo da se opredeli ni za jednu stranu.

U našoj studiji korišćeni su savremeni patelarni implantati sa površinom u obliku svoda i visokim stepenom kongruencije sa žlebom na patelarnoj komponenti da bi se uticaj dizajna na pojavu komplikacija sveo na zanemarljivu meru. Za ovaj dizajn nadjena je značajno manja učestalost komplikacija u odnosu na ranije oblike implantata (175,176)

Valgusno opterećenje kolena praćeno je velikim silama naprezanja u patelofemoralnom zglobu. Vektor dejstva sila na čašici usmerava je upolje. Uobičajeno je da u ovom deformitetu postoji sklonost ka lateralnoj dislokaciji čašice. Patelarne komplikacije nakon totalnih artroplastika kolena kod valgusnih deformiteta predstavljaju 3-22% svih komplikacija (181,183,185). Većina hirurga koristi anteromedijalni pristup kroz kapsulu kolena u lečenju valgusnog deformiteta, dakle bez razlike u odnosu na varusni deformitet. Pri tome se vodi računa o očuvanju integriteta medijalnih mekotkivnih struktura pre svega medijalnog kolateralnog ligamenta, samo uz uklanjanje eventualno postojećih perifernih osteofita. Osnovna mana ovog pristupa u odnosu na anterolateralni je nešto slabija vizuelizacija

posterolateralnog ugla tokom oslobadjanja lateralnih mekih tkiva. Osim toga, može doći do vaskularnih lezija čašice ako se uz anteromedijalni pristup ukaže i potreba za sekcijom lateralnih retinakula čašice. Anterolateralni pristup u lečenju valgusnih degenerativnih deformiteta je međjutim tehnički zahtevniji i može biti praćen problemima u srastanju mekih tkiva. Ovim pristupom omogućena je dobra vizuelizacija posebno skraćenih lateralnih struktura a sekcija lateralnih retinakula je sastavni deo pristupa. Sekiya i sar. (247) poredili su rezultate lečenja valgusnih degenerativnih deformiteta anteromedijalnim i anterolateralnim pristupom. U obimu pokreta postoperativno nije bilo značajne razlike ali je fleksija bila bolja u grupi lečenoj kroz anterolateralni pristup. U studijama Nikolopouloso (248) i Hirschmanna (249) nije nadjena značajna razlika u rezultatima i trajnosti endoproteza ugradjenih kroz ova dva pristupa ali je korekcija deformiteta bila potpunija u grupi lečenoj anterolateralnim pristupom.

U studiju su uključeni samo pacijenti sa evidentnim degenerativnim promenama na čašici da bi se izbegla eventualna tendencioznost u analizi u pravcu jedne ili druge odluke koja je i pored toga jednim delom bila neizbežna.

Mi smo se odlučili za standardni anteromedijalni pristup nakon incizije u srednjoj liniji, jer je to pristup sa kojim je familijaran i koji je rutinski za najveći broj hirurga kako bi smanjili uticaj opšte hirurške tehnike na postoperativni rezultat, na najmanju moguću meru.

Debljina čašice postoperativno, u značajnoj meri utiče na funkcionalni rezultat lečenja u pacijenata kod kojih je primenjena patelarna komponenta (66). Stoga je uslov za uključenje u studiju bilo intraoperativno merenje veličine reskcije zglobne površine čašice i rekonstrukcija debljine čašice koja je ista ili 1mm manja nego kod native čašice (pre resekcije).

Nije bilo razlike medju grupama kada je u pitanju distribucija po polu i starosti. Svi pacijenti su operisani uz korišćenje tourniqueta u uslovima regionalne ili opšte anestezije. Svi ostali delovi procedure sem implantacije patelarne komponente bili su primenjeni standardizovano i bez razlike medju ispitivanim grupama.

Dobijeni postoperativni skorovi nisu dokazali postojanje statistički značajne razlike medju ispitivanim grupama u ispitivanom periodu. Nije bilo razlike u učestalosti

ranih komplikacija a funkcionalni skorovi sa izuzetkom OKS nakon 6 meseci postoperativno, nisu se pokazali statistički značajno različitim. Mogući razlog za ovaj izolovani nalaz može biti nedovoljna specifičnost upotrebljenog testa za navedeni broj slučajeva, koji međutim nije mali i koji je statistički validan za donošenje zaključaka o definisanim ciljevima studije. U obe grupe zabeleženi postoperativni skorovi najvećim delom mogu se označiti kao veoma uspešni bez obzira na primenu patelarne komponente. Rezultati ne govore u prilog ni zameni patelarne zglobne površine ni izostavljanju zamene patelarne zglobne površine u pacijenata sa valgusnim degenerativnim deformitetom.

Odluka o tome da li treba zameniti patelarnu zglobnu površinu ostaje isključivo u domenu hirurga. Trenutno, postoji konsenzus o potrebi zamene patelarne zglobne površine samo za slučajeve inflamatornih artropatija, postojanja teškog deformiteta čašice ili ako je patelofemoralna artroza primarna indikacija za procedure. Za uspeh totalne artroplastike kolena od nesumnjive je važnosti adekvatno pozicioniranje komponenti, odgovarajući izbor veličina i primena savremenog dizajna endoproteze.

Dostupne randomizovane studije u literaturi bave se samo poredjenjem pristupa po principu "sve ili ništa", odnosno principa da se patelarna komponenta primenjuje uvek ili nikad. Studije o selektivnoj primeni patelarne zglobne komponente za sada se nisu iskristalisale sa jasnim kriterijumima u selekciji pacijenata. Kriterijumi izbora validnih indikacija za selektivnu zamenu zglobne površine čašice nisu jasno definisani i još uvek su u dostupnoj literaturi u rangju intuitivnih i zavise od subjektivne procene ordinirajućih hirurga. Bilo bi stoga od velike koristi identifikovati jasne pokazatelje na osnovu kojih bi se mogla obaviti selekcija pacijenata koji bi imali koristi od zamene patelarne zglobne površine a koja bi nadvladala rizik mogućih komplikacija ove procedure. Za sada naše ponašanje međutim ostaje pod senkom ubedljivosti rezultata merenja uspeha lečenja i scoring sistema i zavisi u velikoj meri od toga koliko su ovi sistemi i mere sposobni da otkriju suptilne razlike u funkcionisanju kolena koje zavise od patelofemoralnog zgloba.

6. ZAKLJUČCI

1. Ukupna učestalost komplikacija izazvanih problemima sa čašicom nakon totalne artroplastike kolena kod valgusnih degenerativnih deformiteta u ovoj studiji bila je niska (1,6%) tokom perioda praćenja od dve godine postoperativno.
2. Ustanovljena je značajna razlika kada je rezultat lečenja u pitanju u korist grupe lečenih zamenom zglobne površine čašice za Oxford Knee Score nakon 6 meseci postoperativno. Za sve ostale ispitivane skorove i u ostalim terminima praćenja razlika nije bila statistički značajna.
3. Preoperativna funkcija i kvalitet života bili su niski u obe ispitivane grupe.
4. Uspešnost lečenja, merena ispitivanim skorovima funkcije kolena, kvaliteta života i prisustva/odsustva bola bila je visoka u obe ispitivane grupe.
5. Rezultati studije iziskuju potrebu za dužim kliničkim praćenjem i većim brojem ispitanika u cilju ustanovljavanja jasnije razlike u pogledu rezultata lečenja primenom zamene zglobne površine čašice kod pacijenata sa valgusnim degenerativnim defomitetom.

7. LITERATURA

1. Weinstein AM, Rome BN, Reichmann WM, et al. Estimating the burden of total knee replacement in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2013 Mar 6;95(5):385-92
2. World Health Organization. *World Health Report 2002. Reducing Risks, Promoting Healthy Life.* Geneva: WHO, 2002.
3. Krackow KA. Ed. In: *The technique of total knee arthroplasty.* Mosby, St.Louis.1990;72-75.
4. Schindler O.S. The controversy of patellar resurfacing in total knee arthroplasty: Ibisne in medio tutissimus? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:1227-1244
5. Helmy N, Anglin C, Greidanus NV, Masri BA To resurface or not to resurface the patella in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2008 Nov;466(11):2775-83.
6. Goldblatt, J. P., & Richmond, J. C. Anatomy and biomechanics of the knee. *Operative Techniques in Sports Medicine.* 2003; 11(3): 172-186.
7. Scuderi, G. R. (Ed.). *The patella.* Springer. Berlin. 2005.
8. Aglietti, P., Insall, J. N., & Cerulli, G. Patellar pain and incongruence: I: Measurements of incongruence. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 1983; 176:217-224.
9. Blackburn, T. A., & Craig, E. *Knee Anatomy A Brief Review.* Physical therapy. 1980; 60(12) : 1556-1560.
10. Warren, L. F., & Marshall, J. L. The supporting structures and layers on the medial side of the knee: an anatomical analysis. *The Journal of Bone & Joint Surgery.* 1979; 61(1): 56-62.
11. De Maeseneer M., Van Roy, F. Lenchik, L. Barbaix E., De Ridder F., Osteaux M. Three Layers of the Medial Capsular and Supporting Structures of the Knee: MR Imaging — Anatomic Correlation 1. *Radiographics* 2000; 20(suppl 1): 83-89.
12. Desio S. M., Burks R. T., Bachus K. N. Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *The American Journal of Sports Medicine.* 1998; 26(1): 59-65.

13. Fu F. H., Harner C. D., Johnson D. L., Miller M. D., Woo S. L. Y. Biomechanics of knee ligaments basic concepts and clinical application. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1993; 75(11): 1716-1727.
14. Ruiz M. E., Erickson, S. J. Medial and lateral supporting structures of the knee. Normal MR imaging anatomy and pathologic findings. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America*. 1994; 2(3): 381-399.
15. Arendt E.A. Medial side patellofemoral anatomy: surgical implications in patellofemoral instability. In: *Patellofemoral pain, instability and Arthritis*. Zafagnini S. Dejour D. Arendt E. (eds) Springer. Berlin. 2010.
16. Seebacher J. R., Inglis A. E., Marshall J. L., & Warren, R. F. The structure of the posterolateral aspect of the knee. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1982; 64(4), 536-541.
17. Teitz C., Graney D., Robertson J. E., Holmberg, R. *A musculoskeletal atlas of the human body*. Seattle, WA: University of Washington, 2003.
18. De Maeseneer M., Lenchik L., Starok M., Pedowitz R., Trudell D., Resnick D. Normal and abnormal medial meniscocapsular structures: MR imaging and sonography in cadavers. *AJR. American Journal of Roentgenology*. 1998; 171(4): 969-976.
19. Meister B. R., Michael S. P., Moyer R. A., Kelly J. D., Schneck C. D. Anatomy and kinematics of the lateral collateral ligament of the knee. *The American Journal of Sports Medicine*. 2000; 28(6), 869-878.
20. Conlan T., Garth, W. P., Lemons J. E. Evaluation of the medial soft tissue restraints of the extensor mechanism of the knee. *Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1993; 75(5): 682-693.
21. Feller J. A., Amis A. A., Andrish J. T., Arendt E. A., Erasmus P. J., Powers, C. M. Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2007; 23(5): 542-553.
22. Nomura E, Inoue M, Osada N. Anatomical analysis of the medial patellofemoral ligament of the knee, especially the femoral attachment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2005;13(7):510-5.
23. Terry G. C., LaPrade R. F. The posterolateral aspect of the knee anatomy and surgical approach. *The American Journal of Sports Medicine*. 1996; 24(6): 732-739.

24. Terry G. C., Hughston J. C., Norwood L. A. The anatomy of the iliopatellar band and iliotibial tract. *The American Journal of Sports Medicine*.1986; 14(1): 39-45.
25. Dehaven K. E., Dolan W. A., Mayer P. J. Chondromalacia patellae in athletes. Clinical presentation and conservative management. *The American Journal of Sports Medicine*. 1978; 7(1): 5-11.
26. James EW, LaPrade CM, LaPrade RF. Anatomy and biomechanics of the lateral side of the knee and surgical implications. *Sports Med Arthrosc*. 2015;23(1):2-9.
27. LaPrade R. F., Wentorf F. Diagnosis and treatment of posterolateral knee injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2002; 402: 110-121.
28. Aglietti P., Insall J. N., Walker P. S., Trent, P. A new patella prosthesis: design and application. *Clinical Orthopaedics and Related Research*.1975; 107: 175-187.
29. Huberti H. H., Hayes, W. C. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1984; 66(5): 715-724.
30. Hirokawa, S. Three-dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint. *Journal of Biomechanics*.1991; 24(8): 659-671.
31. Morelonad J. R, Basset L. W., Hanker G. J. Radiographic Analysis of the Axial Alignment of the Lower Extremity *J Bone Joint Surg Am*. 1987; 69(5): 745-9.
32. Ariumi A., Sato T., Kobayashi K., Koga Y., Omori G., Minato I., Endo N. Three-dimensional lower extremity alignment in the weight-bearing standing position in healthy elderly subjects. *J Orthop Sci*. 2010;15: 64-70.
33. Y. Iseki, T. Takahashi, H. Takeda, I. Tsuboi, H. Imai, N. Mashima, S. Watanabe and H. Yamamoto, Defining the load bearing axis of the lower extremity obtained from anterior–posterior digital radiographs of the whole limb in stance, *Osteoarthritis and Cartilage* .2009; 17:586–591.
34. Wolfe F, Lane NE. The long term outcome of osteoarthritis: rates and predictors of joint space narrowing in symptomatic patients with knee osteoarthritis. *J Rheumatol* 2002; 29: 139–46.

35. Fox A.J.S., Wanivenhaus F., Rodeo S.A. The Basic Science of the Patella: Structure, Composition, and Function; *The Journal of knee surgery*. 2012; 25(2): 127-142.
36. Freehafer AA. A study of the function of the patella. *Clin Orthop Relat Res*. 1962;25:162-167.
37. Kaufer H. Mechanical function of the patella. *J Bone Joint Surg Am* 1971;53(8):1551-1560.
38. Fulkerson JP, Buuck D. Disorders of the Patellofemoral Joint. 4th ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2004.
39. Reider B, Marshall JL, Koslin B, Ring B, Girgis FG. The anterior aspect of the knee joint. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63(3): 351-356.
40. Eckstein F, Glaser C. Measuring cartilage morphology with quantitative magnetic resonance imaging. *Semin Musculoskelet Radiol* 2004;8(4):329-353.
41. Draper CE, Besier TF, Gold GE. Is cartilage thickness different in young subjects with and without patellofemoral pain? *Osteoarthritis Cartilage* 2006;14(9):931-937.
42. Stäubli HU, Dürrenmatt U, Porcellini B, Rauschning W. Anatomy and surface geometry of the patellofemoral joint in the axial plane. *J Bone Joint Surg Br* 1999;81(3):452-458
43. Wiberg G. Roentgenographic and anatomic studies on the femoro-patellar joint. *Acta Orthop Scand* 1941(12):319-410.
44. Tecklenburg K, Dejour D, Hoser C, Fink C. Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2006;14(3):235-240.
45. Koyuncu E, Cankara N, Sulak O, Özgüner G, Albay S. The morphometry of patella and patellar ligament during the fetal period. *Clin Anat* 2011;24(2):225-231.
46. Ogden JA. Radiology of postnatal skeletal development. X. Patella and tibial tuberosity. *Skeletal Radiol* 1984;11(4):246-257.
47. Tavernier T, Dejour D. Knee imaging: what is the best modality. *J Radiol* 2001;82(3 Pt 2):387-405.

48. Feller JA, Feagin JA Jr, Garrett WE Jr. The medial patellofemoral ligament revisited: an anatomical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1993;1(3-4):184-186.
49. Ahmad CS, Stein BE, Matuz D, Henry JH. Immediate surgical repair of the medial patellar stabilizers for acute patellar dislocation. A review of eight cases. *Am J Sports Med* 2000;28(6):804-810.
50. Baumgartl F. Anatomical and clinical importance of femoropatellar joint. *Zentralbl Chir* 1966; 91(14): 506-16.
51. Desio SM, Burks RT, Bachus KN. Soft tissue restraints to lateral patellar translation in the human knee. *Am J Sports Med* 1998;26 (1):59-65
52. Hautamaa PV, Fithian DC, Kaufman KR, Daniel DM, Pohlmeier AM. Medial soft tissue restraints in lateral patellar instability and repair. *Clin Orthop Relat Res* 1998(349):174-182
53. Lee TQ, Yang BY, Sandusky MD, McMahon PJ. The effects of tibial rotation on the patellofemoral joint: assessment of the changes in in situ strain in the peripatellar retinaculum and the patellofemoral contact pressures and areas. *J Rehabil Res Dev* 2001;38(5): 463-469.
54. Andrikoula S, Tokis A, Vasiliadis HS, Georgoulis A. The extensor mechanism of the knee joint: an anatomical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2006;14(3):214-20.
55. Reider B, Marshall JL, Koslin B, Ring B, Girgis FG. The anterior aspect of the knee joint. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(3):351-6.
56. Anatomija čoveka – noga. Mrvaljević D. (ur.) Savremena Administracija, Beograd. 1981.
57. Waligora AC, Johanson NA, Hirsch BE. Clinical anatomy of the quadriceps femoris and extensor apparatus of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(12):3297-306.
58. Dye SF, Campagna-Pinto D, Dye CC, Shifflett S, Eiman T. Soft-tissue anatomy anterior to the human patella. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A(6):1012-7.

59. Wangwinyuvirat M, Dirim B, Pastore D, Pretterklieber M, Frank A, Haghghi P. Prepatellar quadriceps continuation: MRI of cadavers with Gross anatomic and histologic correlation. *AJR Am J Roentgenol.* 2009 Mar;192(3):111-6.
60. Merican AM, Sanghavi S, Iranpour F, Amis AA. The structural properties of the lateral retinaculum and capsular complex of the knee. *J Biomech.* 2009;42(14):2323-9.
61. Colombel M, Mariz Y, Dahhan P, Kénési C. Arterial and lymphatic supply of the knee integuments. *Surg Radiol Anat.* 1998;20(1):35-40.
62. Scapinelli R. Blood supply of the human patella. Its relation to ischaemic necrosis after fracture. *J Bone Joint Surg Br.* 1967;49(3):563-70.
63. Soldado F, Reina F, Yuguero M, Rodríguez-Baeza A. Clinical anatomy of the arterial supply of the human patellar ligament. *Surg Radiol Anat.* 2002;24(34):177-82.
64. Pang J, Shen S, Pan WR, Jones IR, Rozen WM, Taylor GI. The arterial supply of the patellar tendon: anatomical study with clinical implications for knee surgery. *Clin Anat.* 2009;22(3):371-6.
65. Goodfellow J, O'Connor J. The mechanics of the knee and prosthesis design. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume.* 1978; 60(3): 358-369.
66. Xin Xie. Effect of patellar component thickness on patellar kinematics and patellofemoral joint function following total knee replacement. *All Disertations. Clemson University* 2014; 1859.
67. Maquet P. G. *Biomechanics of the knee: with application to the pathogenesis and the surgical treatment of osteoarthritis.* Berlin: Springer-Verlag.1976.
68. Madeti BK, Chalamalasetti SR, Sundara SK. Biomechanics of knee joint – A review. *Frontiers of mechanical engineering.* 2015; 10 (2): 176-186.
69. McLeod W. D, Hunter S. *Biomechanical Analysis of the Knee Primary Functions as Elucidated by Anatomy.* Physical therapy. 1980; 60(12): 1561-1564.
70. Burstein A. H, Wright T. M. *Fundamentals of orthopaedic biomechanics.* Baltimore, MD: Williams & Wilkins. 1994.

71. Denham R. A, Bishop R. E. Mechanics of the knee and problems in reconstructive surgery. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*. 1978; 60(3), 345-352.
72. D'Lima D. D, Patil S, Steklov N, Slamin J. E, Colwell Jr C. W. Tibial forces measured in vivo after total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2006; 21(2), 255-262.
73. Wilson D. R, Feikes J. D, O'connor J. J. Ligaments and articular contact guide passive knee flexion. *Journal of Biomechanics*. 1998; 31(12), 1127-1136.
74. Fineberg M. S, Zarins B, Sherman O. H. Practical considerations in anterior cruciate ligament replacement surgery. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2000; 16(7): 715-724.
75. Girgis F. G, Marshall J. L, Jem A. A. M. The Cruciate Ligaments of the Knee Joint: Anatomical. Functional and Experimental Analysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1975; 106: 216-231.
76. Butler D. L, Noyes F. R, Grood E. S. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *Journal of Bone and Joint Surgery: American Volume*. 1978; 62(2): 259-70.
77. Welsh, R. P. Knee joint structure and function. *Clinical orthopaedics and related research*. 1980; 147: 7-14.
78. Fukubayashi T., Torzilli P. A, Sherman M. F, Warren R. F. An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1982; 64(2): 258-264.
79. Warren, L. F., Marshall, J. L., & Girgis, F. The prime static stabilizer of the medial side of the knee. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1974; 56(4): 665-674.
80. Grood E. S, Noyes F. R, Butler D. L, Suntay W. J. Ligamentous and capsular restraints preventing straight medial and. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am)* 1981; 63: 1257-1269.
81. Chen F. S, Rokito A. S, Pitman M. I. Acute and chronic posterolateral rotatory instability of the knee. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2000; 8(2): 97-110.

82. Shahane S. A, Ibbotson C, Strachan R, Bickerstaff D. The popliteofibular ligament An anatomical study of the posterolateral corner of the knee. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*. 1999; 81(4): 636-642.
83. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am* 1984;66(5):715-724
84. Browner BD, Levine AM, Jupiter JB, Trafton PG, Krettek C. *Skeletal Trauma*. 4th ed. Philadelphia: Saunders; 2009.
85. Lieb FJ, Perry J. Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *J Bone Joint Surg Am* 1968;50 (8):1535-1548.
86. Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patellofemoral joint. *J Bone Joint Surg Br* 1976;58(3):287-290.
87. Fox JM, Del Pizzo WD. *The Patellofemoral Joint*. New York: McGraw-Hill; 1993.
88. Kaufer H. Mechanical function of the patella. *J Bone Joint Surg Am* 1971; 53(8):1551-1560.
89. Wendt PP, Johnson RP. A study of quadriceps excursion, torque, and the effect of patellectomy on cadaver knees. *J Bone Joint Surg Am* 1985;67(5):726-732.
90. Chen SC, Ramanathan EB. The treatment of patellar instability by lateral release. *J Bone Joint Surg Br* 1984;66(3):344-348.
91. Insall JN. *Disorders of the Patella, Surgery of the Knee*. New York: Churchill Livingstone; 1984.
92. Reilly D. T, Martens, M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthopaedica* 1972; 43(2): 126-137.
93. Buff H. U, Jones L. C, Hungerford D. S. Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint. *Journal of Biomechanics*. 1988; 21(1), 17-23.
94. Shih Y. F, Bull A. M, Amis A. A. The cartilaginous and osseous geometry of the femoral trochlear groove. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2004; 12(4): 300-306.
95. Hsu HC, Luo ZP, Rand JA, An KN. Influence of patellar thickness on patellar tracking and patellofemoral contact characteristics after total knee arthroplasty, *The Journal of Arthroplasty*. 1996; 11(1): 69-80.

96. Katchburian M. V, Bull A. M, Shih Y. F, Heatley F. W, Amis A. A. Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2003; 412: 241-259.
97. Dejour H, Walch G, Nove-Josserand L, Guier C. H. Factors of patellar instability: an anatomic radiographic study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 1994; 2(1): 19-26.
98. McConnell J. Rehabilitation and nonoperative treatment of patellar instability. *Sports Med Arthrosc*. 2007; 15(2):95–104.
99. Hughston JC. Subluxation of the patella. *J Bone Joint Surg Am* 1968;50(5):1003–1026.
100. Hanten WP, Schulthies SS. Exercise effect on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles. *Phys Ther* 1990;70(9):561–565.
101. Hehne HJ. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clin Orthop Relat Res* 1990;(258):73–85.
102. Taşkıran E, Dinedurga Z, Yağız A, Uludağ B, Ertekin C, Lök V. Effect of the vastus medialis obliquus on the patellofemoral joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998;6(3):173–180.
103. Mirzabeigi E, Jordan C, Gronley JK, Rockowitz NL, Perry J. Isolation of the vastus medialis oblique muscle during exercise. *Am J Sports Med* 1999;27(1):50–53.
104. Amis AA, Firer P, Mountney J, Senavongse W, Thomas NP. Anatomy and biomechanics of the medial patellofemoral ligament. *Knee*. 2003;10(3):215–220.
105. Gyzlo SM, Patek RM, Pink M, Perry J. Electromyographic analysis of knee rehabilitation exercises. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;20(1):36–43.
106. Smith GP, Howe TE, Oldham JA. Assessing quadriceps muscles recruitment order using rectified averages. *Clin Rehabil* 1995;9:40–46.
107. Isear JA Jr, Erickson JC, Worrell TW. EMG analysis of lower extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29(4):532–539.

108. Gilleard W, McConnell J, Parsons D. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. *Phys Ther* 1998;78 (1):25–32.
109. Ahmed AM, Burke DL, Hyder A. Force analysis of the patellar mechanism. *J Orthop Res* 1987;5(1):69–85.
110. Lewallen DG, Riegger CL, Myers ER, Hayes WC. Effects of retinacular release and tibial tubercle elevation in patellofemoral degenerative joint disease. *J Orthop Res* 1990;8(6):856–862.
111. Ho SSW, Jaureguito JW. Functional anatomy and biomechanics of the patellofemoral joint. *Oper Tech Sports Med* 1994;2:243.
112. Fitzgerald RH, Kaufer H, Malkani AL. *Orthopaedics*. New York: Elsevier Health Sciences; 2002.
113. Csintalan RP, Schulz MM, Woo J, McMahon PJ, Lee TQ. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop Relat Res* 2002; (402): 260–269.
114. Nisell R, Németh G, Ohlsén H. Joint forces in extension of the knee. Analysis of a mechanical model. *Acta Orthop Scand* 1986;57(1): 41–46.
115. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82(2): 183–189.
116. Dejour H, Walch G, Neyret P, Adeleine P. Dysplasia of the femoral trochlea. *Rev Chir Orthop Repar Appar Mot* 1990; 76(1): 45–54.
117. Insall J, Salvati E. Patella position in the normal knee joint. *Radiology* 1971;101(1):101–104.
118. Blumensaat C. Die Lageabweichungen und verrenkungender Kneischeibe. *Ergeb Chir Orthop* 1938;31:149–223.
119. Schlenzka D, Schwesinger G. The height of the patella: an anatomical study. *Eur J Radiol* 1990;11(1):19–21.
120. Blackburne JS, Peel TE. A new method of measuring patellar height. *J Bone Joint Surg.* 1977;59B:241–242.
121. Caton J, Deschamps G, Chambat P, Lerat JL, Dejour H. Patella infera. Apropos of 128 cases. *Rev Chir Orthop Repar Appar Mot* 1982;68(5):317–325.

122. de Carvalho A, Holst Andersen A, Topp S, Jurik AG. A method for assessing the height of the patella. *Int Orthop* 1985;9(3): 195–197.
123. Norman O, Egund N, Ekelund BI, Runow A. The vertical position of the patella. *Acta orthop Scand* 1983;54:908.
124. Grelsamer RP, Proctor CS, Bazos AN. Evaluation of patellar shape in the sagittal plane – a clinical analysis. *Am J Sports Med* 1994.;22:61-66.
125. Malgehm J, Maldague B. Depth insufficiency of the proximal trochlear groove on lateral radiographs of the knee: relation to the patellar dislocation. *Radiology* 1989;170:507-510.
126. Malgehm J, Maldague B, Lecouvet F et al. Plain radiography of the knee: the articular surfaces. *J Radiol* 2008; 89(5 Pt2):692-697.
127. Dejour D, Locatelli E. *Patellar Instability in Adults: Surgical Techniques. Orthopedics and Traumatology.* Paris: Editions Scientifiques et Medicales Elsevier; 2001.
128. Ficat P, Hungerford DS. In: *Disorders of the patellofemoral joint.* Williams & Wilkins, Baltimore, 1977.
129. Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH. Roentgenographic analysis of patellofemoral congruence. *J Bone Joint Surg Am* 1974; 56A:1391.
130. Laurin CA, Levesque HP, Dussault R. The abnormal lateral patellofemoral angle: a diagnostic roentgenographic sign of recurrent patellar subluxation. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60A:55.
131. Laurin CA, Dussault R, Levesque HP. The tangential X ray investigation of the patellofemoral joint: x-ray technique, diagnostic criteria and their interpretation. *Clin Orthop* 1979; 144:16.
132. Toft J. Radiografia sotto carico dell'articolazione femoropatellare. *Ital J Orthop Traumat* 1981;7(3):365.
133. Rosenberg TD, Paulos LE, Parker RD et al. The forty – five degree posteroanterior flexion weight bearing radiograph of the knee. *J Bone Joint Surg Am* 1988; 70:1479-1483.
134. Lombardi AV Jr, Berend KR, Aziz-Jacobo J, Davis MB. Balancing the flexion gap: relationship between tibial slope and posterior cruciate ligament release and correlation with range of motion. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Nov;90 Suppl 4:121-32.

135. Iwano T, Kurosawa H, Tokuyama H. Ronetgenographic and clinical findings of patellofemoral osteoarthritis. With special reference to its relationship to femorotibial osteoarthritis and etiologic factors. *Clin Orthop Relat Res* 1990;252: 190-197.
136. Outerbridge RE: The Etiology of chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg Br* 1961;43B: 752.
137. Outerbridge RE. Further studies on etiology of chondromalacia patellae. *J Bone Joint Surg Br* 1964;46B:179.
138. Gildone A, Manfredini M, Biscione R, Faccini R. Patellar resurfacing in posterior stabilised total knee arthroplasty: a follow-up study in 56 patients. *Acta Orthop Belg* 2005;71:445–451.
139. Shiers LGP Total knee hinge replacement. In: *The Medical Engineering Working Party (ed) Total knee replacement. Mechanical Engineering Publications Limited, London, 1975; 44–49.*
140. Walldius B. Arthroplasty of the knee joint using endoprosthesis. *Acta Orthop Scand* 1957; Suppl 24:1–112
141. Waugh TR, Smith RC, Orofino CF, Anzel SM. Total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1973; 94:196–201.
142. Ranawat CS, Insall JN, Shine J. Duo-condylar knee arthroplasty. Hospital for special surgery design. *Clin Orthop Relat Res.* 1976;120:76–82.
143. Insall JN, Lachiewicz PF, Burstein AH. The posterior stabilised prosthesis. A modification of the total condylar design. A two to four year clinical experience. *J Bone Jt Surg* 1982;64-A:1317–1323.
144. Brick GW, Scott RD. The patellofemoral component of total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1988; 231:163–178.
145. Keblish PA, Varma AK, Greenwald SA. Patellar resurfacing or retention in total knee arthroplasty: a prospective study of patients with bilateral replacement. *J Bone Jt Surg* 1994; 76:930–937.
146. Rand JA. Current concept review: the patello-femoral joint in total knee arthroplasty. *J Bone Jt Surg* 1994; 76:612–620.
147. Rand JA. Failures in patellar replacement in total knee arthroplasty. In: Bellemans J, Ries MD, Victor JMK (eds) *Total knee arthroplasty. Springer, Berlin, 2005; 57–64.*

148. Abraham W, Buchanan JR, Daubert H, Greer RB III, Keefer J. Should the patella be resurfaced in total knee arthroplasty? Efficacy of patellar resurfacing. *Clin Orthop Relat Res* 1988;236:128–134.
149. Bourne RB, Burnett RSJ. The consequences of not resurfacing the patella. *Clin Orthop Relat Res* 2004; 428:166–169.
150. Burnett RS, Bourne RB. Indications for patellar resurfacing in total knee arthroplasty. Instructional course lecture. *J Bone Jt Surg* 2003;85:728–745.
151. Brander VA, Stulberg SD, Adams AD, Harden RN, Bruehl S, Stanos SP, Houle T. Predicting total knee replacement pain. A prospective, observational study. *Clin Orthop Relat Res* 2003;416:27–36.
152. Briard J-L . Patellar problems with total knee arthroplasty. In: Coombs RRH, Gristina AG, Hungerford DS (eds) *Joint replacement. State of the art.* Orthotext, London,1990; 249–257.
153. Campbell DG, Mintz AD, Stevenson TM. Early patellofemoral revision following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1995;10:287–291.
154. Levani J-P, McLeod HC, Freeman MAR. Why not resurface the patella? *J Bone Jt Surg* 1983; 65-B:448–451.
155. Ranawat CS . The patellofemoral joint in total condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1986; 205:93–99.
156. Scott WN, Kim H. Resurfacing the patella offers lower complication and revision rates. *Orthopedics* 2000; 24:24.
157. Waters TS, Bentley G. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *J Bone Jt Surg* 2003; 85-A: 212–217.
158. Barrack RL, Bertot AJ, Wolfe MW, Waldman DA, Milicic M, Myers L. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: A prospective randomised double blinded study with five to seven years of follow-up. *J Bone Jt Surg* 2001; 83-A:1376–1381.
159. Boyd AD, Ewald FC, Thomas WH, Poss R, Sledge CB. Long-term complications after total knee arthroplasty with or without resurfacing of the patella. *J Bone Jt Surg* 1993; 75-A:674–681.
160. Larson CM, Lachiewicz PF. Patellofemoral complications with the Insall-Burstein II posterior stabilised total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1999;14:288–292.

161. Meneghini RM. Should the patella be resurfaced in primary total knee arthroplasty? An evidence-based analysis. *J Arthroplasty* 2008; 23(Suppl 1):11-14.
162. Wood DJ, Smith AJ, Collopy D, White B, Brankov B, Bulsara MK. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: a prospective randomised trial. *J Bone Jt Surg* 2002; 84-A:187-193.
163. Hasegawa M, Ohashi T. Long-term clinical results and radiographic changes in the nonresurfaced patella after total knee arthroplasty: 78 knees followed for mean 12 years. *Acta Orthop Scand* 2002; 73:539-545.
164. Kim BS, Reitman RD, Schai PA, Scott RD Selective patellar non-resurfacing in total knee arthroplasty. 10 year results. *Clin Orthop Relat Res* 1999;367:81-88.
165. Levitsky KA, Harris WJ, McManus J, Scott RD. Total knee arthroplasty without patellar resurfacing. *Clin Orthop Relat Res* 1993; 286:116-121.
166. Picetti GD, McGann WA, Welch RB The patellofemoral joint after total knee arthroplasty without patellar resurfacing. *J Bone Jt Surg.* 1990; 72-A:1379-1382.
167. Scott RD, Reilly DT Pros and cons of patellar resurfacing in total knee replacement. *Orthop Trans* 1980; 4:328-329.
168. Shoji H, Yoshino S, Kajino A Patellar replacement in bilateral total knee arthroplasty. *J Bone Jt Surg.* 1989; 71-A:853-856.
169. Soudry M, Mestriner LA, Binazzi R, Insall JN Total knee arthroplasty without patellar resurfacing. *Clin Orthop Relat Res* 1986; 205:166-170.
170. Sledge CB, Ewald FC Total knee arthroplasty experience at the Robert Breck Brigham Hospital. *Clin Orthop Relat Res* 1979; 145:78-84.
171. Scott RD. Prosthetic replacement of the patellofemoral joint. *Orthop Clin North Am* 1979;10:129-137.
172. Deehan DJ, Phaltankar PM, Pinder IM. Do we need to replace the patella in knee arthroplasty for rheumatoid disease? *Acta Orthop Belg* 2008; 74:478-482.
173. O'Brien S, Spence DJ, Ogonda LO, Beverland DE. LCS mobile bearing total knee arthroplasty without patellar resurfacing. Does the unresurfaced patella affect

- outcome? Survivorship at a minimum 10-year follow-up. *Knee*. 2012 Aug; 19(4): 335-8.
174. Whiteside LA, Nakamura T. Effect of femoral component design on unresurfaced patellas in knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2003; 410:189-198.
175. Hwang BH, Yang IH, Han CD. Comparison of patellar retention versus resurfacing in LCS mobile-bearing total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2012;20:524-531.
176. Ma HM, Lu YC, Kwok TG, Ho FY, Huang CY, Huang CH. The effect of the design of the femoral component on the conformity of the patellofemoral joint in total knee replacement. *J Bone Jt Surg* 2007; 89:408-412.
177. Matsuda S, Ishinishi T, Whiteside LA Contact stresses with an unresurfaced patella in total knee arthroplasty: the effect of femoral component design. *Orthopedics* 2000; 23:213-218.
178. Tanzer M, McLean CA, Laxer E, Casey J, Ahmed AM. Effect of femoral component designs on the contact and tracking characteristics of the unresurfaced patella in total knee arthroplasty. *Canadian J Surg* 2001; 44:127-133.
179. Greenfield M, Insall J, Case G, Kelly M. Instrumentation of the patellar osteotomy in the total knee arthroplasty: the relationship of patellar thickness and lateral retinacular release. *Am J of Knee Surgery*. 1996;9:129-131.
180. Reuben J, McDonald C, Woodard P, Hennington L. Effect of patella thickness on patella strain following total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1991;6:251-258.
181. Ritter MA, Pierce MJ, Zhou H. Patellar complications. *Clin Orthop Relat Res* 1999; 367:149-157.
182. Dennis DA .Extensor mechanism problems in total knee arthroplasty. *Instr Course Lect* 1997; 46:171-180.
183. Meding JB, Fish MD, Berend ME, Ritter MA, Keating EM. Predicting patellar failure after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2008; 466:2769-2774.
184. Lonner JH, Lotke PA. Aseptic complications after total knee arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 1999; 7:311-324.

185. Berend ME, Ritter MA, Keating EM, Faris PM, Crites BM The failure of all-polyethylene patellar components in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001; 388:105–111.
186. Smith SR, Stuart P, Pinder IM Non-resurfaced patella in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1989;(4):81–86.
187. Burnett RS, Haydon CM, Rorabeck CH, Bourne RB. Patella resurfacing versus nonresurfacing in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2004;428:12–25.
188. Feller JA, Bartlett RJ, Lang DM Patellar resurfacing versus retention in total knee arthroplasty. *J Bone Jt Surg* 1996;78:226–228.
189. Bourne RB, Rorabeck CH, Vaz M, Kramer J, Hardie R, Robertson D Resurfacing versus not resurfacing the patella during total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1995;321:156–161.
190. Burnett RS, Boone JL, McCarthy KP, Rosenzweig SD, Barrack RL A prospective randomised clinical trial of patellar resurfacing and nonresurfacing in bilateral TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2007;464:65–72.
191. Enis JE, Gardner R, Robledo MA, Latta L, Smith R Comparison of patellar resurfacing versus nonresurfacing in bilateral total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1990;260:38–42.
192. Patel K, Raut V Patella in total knee arthroplasty: to resurface or not to a cohort study of staged bilateral total knee arthroplasty. *Int Orthop (SICOT)* 2011;35:349–353.
193. Peng CW, Tay BK, Lee BPH Prospective trial of resurfaced patella versus non-resurfaced patella in simultaneous bilateral total knee replacement. *Singapore Med J* 2003;44:347–351.
194. Ranawat AS, Ranawat CS, Elcus M, Rasquinha VJ, Rossi R, Babhulkar S. Total knee arthroplasty for severe valgus deformity. *J Bone Joint Surg Am* 2005; 87 Suppl 1(Pt2): 271-284.
195. Favorito PJ, Mihalko WM, Krackow KA. Total knee arthroplasty in the valgus knee. *J Am Acad Orthop Surg* 2002; 10(1): 16-24.
196. Whiteside LA. Selective ligament release in total knee arthroplasty of the knee in valgus. *Clin Orthop Relat Res* 1999; 367:130-140.

197. Krackow KA, Mihalko WM. Flexion-extension joint gap changes after lateral structure release for valgus deformity correction in total knee arthroplasty: a cadaveric study. *J Arthroplasty* 1999;14(8): 994-1004.
198. Brilhault J, Lautman S, Favard L, Burdin P. Lateral femoral sliding osteotomy lateral release in total knee arthroplasty for a fixed valgus deformity. *J Bone Joint Surg Br* 2002; 84(8): 1131-1137.
199. Mullaji AB, Shetty GM. Correcting deformity in total knee arthroplasty: Techniques to avoid the release of collateral ligaments in severely deformed knees. *Bone Joint J.* 2016 Jan;98-B(1 Suppl A):101-4.
200. Petersen W, Ellermann A, Gösele-Koppenburg A, Best R, Volker Rembitzki I, Brüggemann GP, Liebau C. Patellofemoral pain syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014; 22(10): 2264–2274.
201. Rossi R, Rosso F, Cottino U, Dettoni F, Bonasia DE, Bruzzone M. Total knee arthroplasty in the valgus knee. *Int Orthop (SICOT)* 2014; 38:273–283.
202. Nercessian OA, Ugwonali OF, Park S Peroneal nerve palsy after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2005; 20:1068–1073.
203. Schinsky MF, Macaulay W, Parks ML Nerve injury after primary total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2001; 16:1048–1054.
204. Campbell DG, Duncan WW, Ashworth M, Mintz A, Stirling J, Wakefield L, Stevenson TM. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: a ten year randomized prospective trial. *J Bone Joint Surg* 2006; 88-B; 734-739.
205. Nizard RS, Biau D, Porcher R, Ravaud P, Bizot P, Hannouche D, et al. Meta-analysis of patellar replacement in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2005;432:196–203.
206. Pakos EE, Ntzani EE, Trikalinos TA. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. A meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2005;87:1438–1445.
207. Forster MC. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review. *Knee.* 2004; 11:427-430.
208. Waters TS, Bentley G. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg* 2003; 85-A; 212-217.
209. Ranawat CS. The patellofemoral joint in total condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1986; 205:93-99.

210. Scott WN, Kim H. resurfacing the patella offers lower complication rates. *Orthopedics*. 2000; 24: 24.
211. Bayley JC, Scot RD, Ewald FC, Holmes GB. Metal backed patella component failure following total knee replacement. *J Bone Jt Surg* 1988; 70-A:668-674.
212. Keblish PA, Varma AK, Greenwald SA. Patellar resurfacing or retention in total knee arthroplasty: a prospective study of patients with bilateral replacement. *J Bone Joint Surg* 1994; 76: 930-937.
213. Rand JA. Failures in patellar replacement in total knee arthroplasty. In: Bellemans J, RiesMD, Victor JMK (eds) *Total knee arthroplasty*. (2005) Springer, Berlin, 57-64.
214. Healy WL, Wasilewski SA, Takei R, Oberlander M, Patellofemoral complications following total knee arthroplasty. Correlation with implant design and patient risk factors. *J Arthroplasty*. 1995; 10:197-201.
215. Brick GW, Scot RD. The patellofemoral component of total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1988;231:163-178
216. Parvizi J, Rapuri VR, Saleh KJ, Kuskowski MA, Sharkey PF, Mont MA. Failure to resurface the patella during total knee arthroplasty may result in more knee pain and secondary surgery. *Clin Orthop Relat Res* 2005;438:191-6.
217. Vince KG, McPherson EJ. The patella in total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 1992;23(4):675-686.
218. Yoshi I, Whiteside L, Anouchi Y. The effect of patellar button placement and femoral component design on patellar tracking in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1992; 275:211-219.
219. Merkow RL, Soudry M, Insall JN. Patellar dislocation following total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 1985;67:1321-1327.
220. Beight JL, Yao B, Hozack WJ, Hearn SL, Booth RE., Jr The patellar "clunk" syndrome after posterior stabilized total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;299:139-142.
221. Berger RA, Rubash HE, Seel MJ, Thompson WH, Crossett LS. Determining the rotational alignment of the femoral component in total knee arthroplasty using the epicondylar axis. *Clin Orthop Relat Res*. 1993;286:40-47.
222. Sanchis-Alfonso V, Roselló-Sastre E Immunohistochemical analysis for neural markers of the lateral retinaculum in patients with isolated symptomatic

- patellofemoral malalignment. Aneuroanatomic basis for anterior knee pain in the active young patient. *Am J Sports Med* 200;28(5):725–731
223. Sanchis-Alfonso V Patellofemoral pain. *Orthopade* 2008;37(9): 835–836, 838–40
224. Sensi L, Buzzi R, Giron F, De Luca L, Aglietti P Patellofemoral function after total knee arthroplasty: gender-related differences. *J Arthroplasty* 2011; 26(8):1475–1480
225. Pilling RW, Moulder E, Allgar V, Messner J, Sun Z, Mohsen A. Patellar resurfacing in primary total knee replacement: a meta-analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94(24):2270–2278.
226. Pavlou G, Meyer C, Leonidou A, As-Sultany M, West R, Tsiridis E. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty: does design matter? A meta-analysis of 7075 cases. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93–14:1301–1309.
227. He JY, Jiang LS, Dai LY. Is patellar resurfacing superior than nonresurfacing in total knee arthroplasty? A meta-analysis of randomized trials. *Knee.* 2011;18:137–144.
228. Fu Y, Wang G, Fu Q Patellar resurfacing in total knee arthroplasty for osteoarthritis: a meta-analysis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011; 19(9):1460–1466
229. Figgie HE, III, Goldberg VM, Heiple KG, Moller HS, III, Gordon NH. The influence of tibial-patellofemoral location on function of the knee in patients with the posterior stabilized condylar knee prosthesis. *J Bone Jt Surg.* 1986;68:1035–1040.
230. Elson DW, Brenkel IJ. Predicting pain after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006;21:1048–1053.
231. Enis JE, Gardner R, Robledo MA, Latta L, Smith R. Comparison of patellar resurfacing versus nonresurfacing in bilateral total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1990;260:38–42.
232. Kajiano A, Yoshino S, Kameyama S, Kohda M, Nagashima S. Comparison of the results of bilateral total knee arthroplasty with and without patellar replacement for rheumatoid arthritis. *J Bone Jt Surg.* 1997;79-A:570–574.

233. Partio E, Wirz D. Comparison of patellar resurfacing and nonresurfacing in total knee arthroplasty: a prospective randomised study. *J Orthop Rheumatol.* 1995;8:69–74.
234. Schroeder-Boersch H, Scheller G, Fischer J, Jani L. Advantages of patellar resurfacing in total knee arthroplasty. Two year results of a prospective randomised study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1998;117:73–78.
235. Robertsson O, Dunbar M, Phersson T, Knutson K, Lidgren L. Patient satisfaction after knee arthroplasty: a report on 27,372 knees operated on between 1981 and 1995 in Sweden. *Acta Orthop Scand.* 2000;71:262–267.
236. Robertsson O, Bizjajeva S, Fenstad AM, Furnes O, Lidgren L, Mehnert F, Odgaard A, Pedersen AB, Havelin LI. Knee arthroplasty in Denmark, Norway and Sweden. A pilot study from the Nordic Arthroplasty register Association. *Acta Orthop.* 2010;81:82–89.
237. Bennett KJ, Torrance GW, Moran LA, Smith F, Goldsmith CH. Health state utilities in knee replacement surgery: the development and evaluation of McKnee. *J Rheumatol.* 1997;24:1796–1805.
238. Parvizi J, Mortazavi SM, Devulapalli C, Hozack WJ, Sharkey PF, Rothman RH. Secondary resurfacing of the patella after primary total knee arthroplasty: does the anterior knee pain resolve? *J Arthroplasty.* 2012;27:21–26.
239. Spencer SJ, Young D, Blyth MJ. Secondary resurfacing of the patella in total knee arthroplasty. *Knee.* 2010;17:187–190.
240. Ahmad R, Kumar GS, Katam K, Pozo JL. Significance of ‘hot patella’ in total knee replacement without primary patellar resurfacing. *Knee.* 2009;16:337–340.
241. Ghosh KM, Merican AM, Iranpour F, Deehan DJ, Amis AA The effect of overstuffing the patellofemoral joint on the extensor retinaculum of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009;17(10):1211–1216
242. Forsythe ME, Dunbar MJ, Hennigar AW, Sullivan MJ, Gross M Prospective relation between catastrophizing and residual pain following knee arthroplasty: two-year follow-up. *Pain Res Manag* 2008; 13(4):335–341.
243. Bonnin MP, Basiglioni L, Archbold HA What are the factors of residual pain after uncomplicated TKA? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011; 19(9):1411–1417.
244. Danish Arthroplasty Register (2010) <http://www.knee.dk>

245. Swedish Arthroplasty Register (2016) <http://www.myknee.se/en/>
246. Australian Arthroplasty Registry (2016) <https://aoanjrr.sahmri.com/>
247. Sekiya H, Takatoku K, Takada H, Sugimoto N, Hoshino Y Lateral approach is advantageous in total knee arthroplasty for valgus deformed knee. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2014; 24(1): 111–115.
248. Nikolopoulos DD, Polyzois I, Apostolopoulos AP, Rossas C, Moutsios-Rentzos A, Michos IV. Total knee arthroplasty in severe valgus knee deformity: comparison of a standard medial parapatellar approach combined with tibial tubercle osteotomy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011;19(11):1834–1842.
249. Hirschmann MT, Hoffmann M, Krause R, Jenabzadeh RA, Arnold MP, Friederich NF. Anterolateral approach with tibial tubercle osteotomy versus standard medial approach for primary total knee arthroplasty: does it matter? *BMC Musculoskelet Disord* 2010;11:167.

BIOGRAFIJA

Dr Ognjen Vukadin rođen je u Kninu 22.05.1968. godine. Osnovnu i srednju školu završio je u Beogradu. Medicinski Fakultet Univerziteta u Beogradu upisao je 1988/89 g. i diplomirao 1.7.1994. sa prosečnom ocenom 9.29 tokom studija. Po završenom kliničkom stažu koji je obavio u Kliničkom Centru Srbije i položenom državnom ispitu od 25.12.1995. zaposlen na Institutu za ortopedsko hirurške bolesti Banjica u Beogradu gde je i započeo specijalizaciju ortopedske hirurgije. Specijalistički ispit iz ortopedije položio 2001. godine sa odličnim uspehom.

1999. Godine odbranio magistarsku tezu : "Savremeni principi u hirurškom lečenju razvojnog poremećaja kuka pred završetak koštanog rasta" pod mentorstvom Prof dr Zorana Vukašinića. Dobitnik "Japanese SICOT scholarship award" 1998.g. Usavršavao se u više vodećih ortopedskih ustanova u Evropi i SAD.

Bavi se hirurgijom veštačkih zglobova, artroskopskom hirurgijom, lečenjem deformiteta i lečenjem traumatizovanih pacijenata.

Od 2010. g. načelnik službe za ortopediju odraslih – muško 2.

Na Medicinskom Fakultetu u Beogradu 2011. odobrena izrada doktorske disertacije : "Značaj zamene zglobne površine čašice u totalnoj artroplastici kolena kod lečenja valgusnog degenerativnog deformiteta" pod mentorstvom Prof dr Zorana Blagojevića.

Član je Srpske Ortopedsko Traumatološke Asocijacije (SOTA), Udruženja za aloartroplastičnu hirurgiju Srbije, European Society of Sports Traumatology, Knee Sugery and Arthroscopy (ESSKA) i American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS)

Novembra 2016. izabran je u zvanje kliničkog asistenta na katedri za hirurgiju Medicinskog Fakulteta u Beogradu. Od tada učestvuje u nastavi za studente Medicinskog fakulteta u Beogradu i nastavi na engleskom jeziku za strane studente.

Živi i radi u Beogradu, oženjen je i otac Nevene i Mile.

Prilog 1.

Izjava o autorstvu

OGNJEN VUKADIN

Potpisani-a _____

broj upisa _____

Izjavljujem


da je doktorska disertacija pod naslovom

Značaj zamene zglobne površine čašice u totalnoj artroplastici kolena kod valgusnih degenerativnih deformiteta

- rezultat sopstvenog istraživačkog rada,
- da predložena disertacija u celini ni u delovima nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova
- da su rezultati korektno navedeni i
- da nisam kršio/la autorska prava i koristio intelektualnu svojinu drugih lica.

Potpis doktoranda

U Beogradu, 12.11.2017.



Prilog 2.

Izjava o istovetnosti štampane i elektronske verzije doktorskog rada

Ime i prezime autora Ognjen Vukadin

Broj upisa _____

Studijski program _____

Naslov rada _____ Značaj zamene zglobne površine čašice u totalnoj artroplastici kolena kod valgusnih degenerativnih deformiteta

Mentor Prof dr Zoran Blagojević

Potpisani Ognjen Vukadin


izjavljujem da je štampana verzija mog doktorskog rada istovetna elektronskoj verziji koju sam predao/la za objavljivanje na portalu **Digitalnog repozitorijuma Univerziteta u Beogradu**.

Dozvoljavam da se objave moji lični podaci vezani za dobijanje akademskog zvanja doktora nauka, kao što su ime i prezime, godina i mesto rođenja i datum odbrane rada.

Ovi lični podaci mogu se objaviti na mrežnim stranicama digitalne biblioteke, u elektronskom katalogu i u publikacijama Univerziteta u Beogradu.

U Beogradu, 12. XI 2017.

Potpis doktoranda



Prilog 3.

Izjava o korišćenju

Ovlašćujem Univerzitetsku biblioteku „Svetozar Marković“ da u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu unese moju doktorsku disertaciju pod naslovom:

Značaj zamene zglobne površine čašice u totalnoj artroplastici kolena kod valgusnih degenerativnih deformiteta

koja je moje autorsko delo.

Disertaciju sa svim priložima predao/la sam u elektronskom formatu pogodnom za trajno arhiviranje.

Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u Digitalni repozitorijum Univerziteta u Beogradu mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (Creative Commons) za koju sam se odlučio/la.

1. Autorstvo
2. Autorstvo - nekomercijalno
3. Autorstvo – nekomercijalno – bez prerade
4. Autorstvo – nekomercijalno – deliti pod istim uslovima
5. Autorstvo – bez prerade
6. Autorstvo – deliti pod istim uslovima

(Molimo da zaokružite samo jednu od šest ponuđenih licenci, kratak opis licenci dat je na poleđini lista).

U Beogradu, 12. XI 2017.

Potpis doktoranda

