

DİZ EKLEMİNİN FONKSİYONEL ANATOMİSİ VE BİYOMEKANİĞİ

Çiğdem BİRCAN*, Mustafa FİDAN**

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı*
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı**

ÖZET

Diz eklemi insan vücudunun en büyük ve en kompleks eklemdir. Diz eklem hastalıkları ve yaralanmalarının sonuçlarını anlayabilmek, cerrahi prosedürleri planlayabilmek ve objektif rehabilitasyon programlarını belirleyebilmek için diz biyomekanikliğinin bilinmesi gereklidir. Bu yazıda diz ekleminin fonksiyonel anatomisi ve biyomekanikliği gözden geçirilmiştir.

Anahat sözcükler: Diz eklemi, fonksiyonel anatomi, biyomekanik.

SUMMARY

The knee joint is the largest and most complex joint in the human body. Knowledge of knee biomechanics is required for understanding the consequences of joint disorders and injuries, planning surgical procedures and developing objective rehabilitation programs. This article is a review of functional anatomy and biomechanics of the knee joint.

Key words: Knee joint, functional anatomy, biomechanics.

Diz eklemi insan vücudunun en büyük ve en kompleks eklemdir. Dizin yapısal stabilitesini sağlayan eklem kapsülü ve ligamanlar, alt ekstremitenin uzun kaldıraç kolları boyunca etkiyen kuvvetlerin oluşturduğu büyük momentler ile yaralanabilir. Bu nedenle dizin en sık yaralanan eklemlerden birisi olması şaşırtıcı değildir. Diz biyomekanikliğinin bilinmesi; diz hastalıkları ve yaralanmalarının sonuçlarını anlayabilmek, cerrahi prosedürleri planlayabilmek ve objektif rehabilitasyon programlarını belirleyebilmek açısından önem taşır (1).

ALT EKSTREMİTENİN VE DİZ

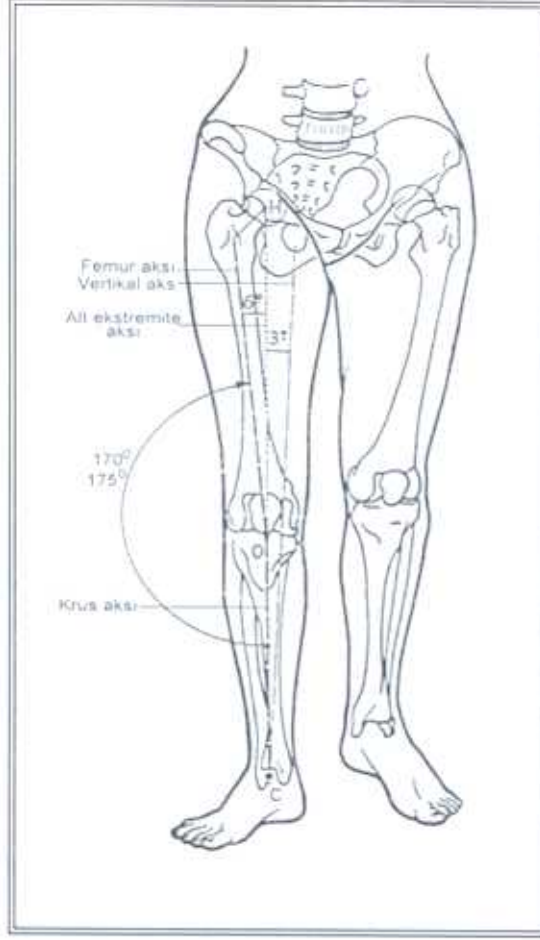
EKLEMİNİN AKSLARI

Şekil 1'de görüldüğü gibi femur aksı ile krus aksı arasında açıklığı dışa bakan bir açı vardır. Fizyolojik valgus açısı olarak bilinen bu açı 170-175° dir. Kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin merkezlerini birleştiren çizgi ise alt ekstremitte mekanik aksıdır. Krus aksı ile çakıştır fakat femur aksı ile arasında 6° lik bir açı vardır. Her iki

kalça eklemi arasındaki mesafe ayak bileği eklemleri arasındaki mesafeden daha fazla olduğundan, alt ekstremitte mekanik aksı aşağıya ve mediale doğru obliktir ve vertikal aks ile 3° açı oluşturur. Kadınlarda olduğu gibi pelvis genişledikçe bu açı büyür. Dolayısıyla dizin fizyolojik valgusu da kadınlarda daha belirgindir (2).

Ayakta dururken çoğu kişide lateral tibial torsiyon vardır. Normalde ayakların ön kısımları öne veya hafif dışa doğru bakar. Vücutun sagittal aksı ile ayak uzun aksı arasındaki açı (Fick açısı) çocuklarda 5°'ye kadar, erişkinlerde 12-18°'dir. Medial tibial torsiyon varsa, ayaklar birbirine doğru bakar. Aşırı tibial torsiyon kondromalasi patella, patellofemoral instabilite ve yağ yastığı sıkışması gibi durumlara katkıda bulunabilir (3).

Diz ekleminin transvers (XX'), vertikal (YY') ve bu iki aksa dik olan anteroposterior aks (ZZ') olmak üzere üç aksı vardır (2) (Şekil 2).



Şekil 1. Alt ekstremitenin aksları ve fizyolojik valgus açısı



Şekil 2. Diz ekleminin aksları

DİZ EKLEMİNİN HAREKETLERİ

Transvers aks çevresinde, sagittal düzlem üzerinde fleksiyon-ekstansiyon hareketi gerçekleşir. Uyluk aksı ile krus aksının aynı düzlem üzerinde olduğu pozisyon referans pozisyonu olarak kabul edilir. Ekstansiyon, krus arka yüzünün uyluk arka yüzünden uzaklaşması, fleksiyon ise yaklaşması olarak tanımlanabilir. Referans pozisyonunda bacak maksimum ekstansiyondadır ancak 5-10° pasif ekstansiyon mümkündür. Fleksiyon hareketinin derecesi, kalçanın pozisyonuna ve hareketin aktif-pasif oluşuna göre değişir. Aktif diz fleksiyonu kalça fleksiyonda iken 140°, kalça ekstansiyonda iken ise hamstinglerin etkinliği azalacağından 120°'dir. Pasif fleksiyon 160°'ye kadar yapılabilir (2).

Vertikal aks çevresinde iç ve dış rotasyon hareketi gerçekleşir. Rotasyon sadece diz fleksiyonda iken mümkündür. Aktif rotasyon, dizler 90° fleksiyonda bacaklar masadan aşağı sarkıtılacak şekilde masanın kenarında otururken ölçülebilir. Aktif iç rotasyon 30°, dış rotasyon 40°'dir. Pasif rotasyon ise yüzüstü pozisyonda dizler fleksiyonda iken ölçülür. Pasif iç rotasyon 30-35°, dış rotasyon 45-50°'dir. Otomatik rotasyon olarak adlandırılan hareket ise fleksiyon-ekstansiyon sırasında istemsiz olarak gerçekleşir. Ekstansiyon sonunda dış rotasyon, fleksiyon başında ise iç rotasyon olur (2).

Anteroposterior aks çevresinde ise sadece diz fleksiyonda iken gerçekleşen yanlara doğru hareket

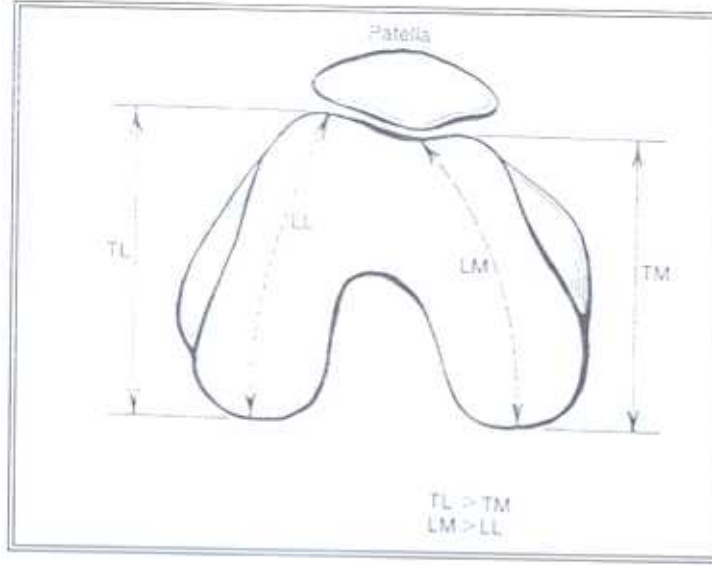
meydana gelir (2).

Diz eklemi, tibiofemoral eklem ve patellofemoral eklem olmak üzere iki eklemden oluşmuştur. Ayrıca fibula başı ile tibia lateral kondili arasında proksimal tibiofibular eklem yer alır. Fibula diz eklemine katılmaz. Ayağın dorsifleksiyonu ve plantar fleksiyonu sırasında proksimal tibiofibular eklemden hafif hareket oluşur (4).

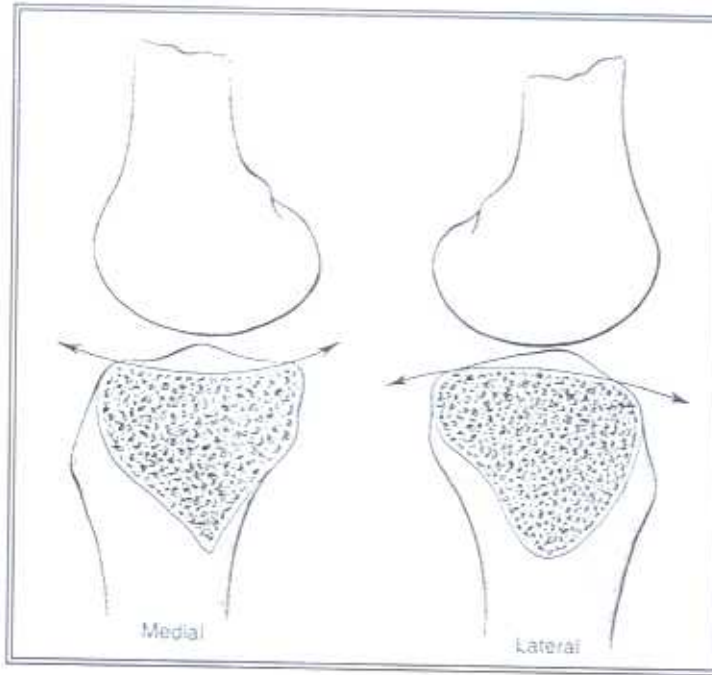
TİBİOFEMORAL EKLEM

Tibiofemoral eklem femur distal ucu ile tibial plato arasındaki eklemdir. Femoral kondiller anterior-posterior ve medial-lateral yönlerde konvektir ve interkondiler çentikle birbirlerinden ayrılırlar. Lateral femoral kondilin transvers anterior-posterior uzunluğu medial femoral kondilinkinden büyüktür (Şekil 3). Sonuç olarak lateral femoral kondil medial femoral kondilden daha fazla öne doğru çıkıntı yapar (5). Femoral kondillerin eğrilik yarıçapı önden arkaya doğru azalır ve medial tarafta lateralden daha kısadır (2). Medial femoral kondilin artiküler yüzeyinin anterior-posterior uzunluğu, lateral femoral kondilinkinden daha fazladır ve bu, diz terminal ekstansiyona yaklaştıkça tibianın dış rotasyonunu kolaylaştırır (6) (Şekil 3).

Medial ve lateral tibial kondiller interkondiler tüberkülleri barındıran, önden arkaya uzanan bir kabartı ile birbirinden ayrılmıştır. Medial tibial plato hem frontal hem sagittal planda konkavdır. Lateral tibial plato ise frontal planda konkav, sagittal planda konvektir (2) (Şekil 4).



Şekil 3. Lateral femoral kondilin transvers anterior-posterior uzunluğu (TL) medial femoral kondilinkinden (TM) büyüktür. Medial femoral kondilin artiküler yüzeyinin anterior-posterior uzunluğu (LM) lateral femoral kondilinkinden (LL) büyüktür



Şekil 4. Sagittal planda medial tibial plato konkav, lateral tibial plato ise konvektir

Diz'in fleksiyonu ve ekstansiyonu sırasında eklemin yüzlerinde yuvarlanma ve kayma meydana gelir. Fleksiyon sırasında femür arkaya doğru yuvarlanırken öne doğru kayar. Ekstansiyon sırasında ise femür öne doğru yuvarlanır ve arkaya doğru kayar. Ekstansiyondan fleksiyona geçerken, başlangıçta sadece yuvarlanma olur, giderek kayma belirgin hale gelir ve fleksiyon sonunda sadece kayma olur. Sadece yuvarlanmanın gerçekleştiği mesafe kondile göre değişir. Medial kondilde, fleksiyonun ilk 10-15°'sinde sadece yuvarlanma olur. Lateral kondilde ise bu 20°'ye kadar devam eder. Bu nedenle lateral kondil yuvarlanma ile daha fazla yol alır. Bu da otomatik rotasyonda rol oynar (2).

Dış rotasyon sırasında lateral femoral kondil lateral tibial kondil üzerinde öne, medial femoral kondil medial tibial kondil üzerinde arkaya hareket eder. İç rotasyon sırasında lateral femoral kondil lateral tibial kondil üzerinde arkaya, medial femoral kondil medial tibial kondil üzerinde öne hareket eder. Lateral kondil medial kondilin iki katı kadar yer değiştirir (2).

İnterkondiler tüberküllerden XX' düzeyinde horizontal bir kesit alınırsa lateral tüberkülün lateral yüzünün önden arkaya konveks olduğu, medial tüberkülün medial yüzünün ise konkav olduğu görülür (Şekil 5). Ayrıca medial tüberkül lateral tüberkülden yüksektir. Böylece lateral kondil kolayca hareket ederken medial tüberkül medial kondilin hareketini kısıtlar. Bu nedenle gerçek rotasyon aksı iki tüberkülün arasından değil, medial tüberkülün içinden geçer. Merkezin

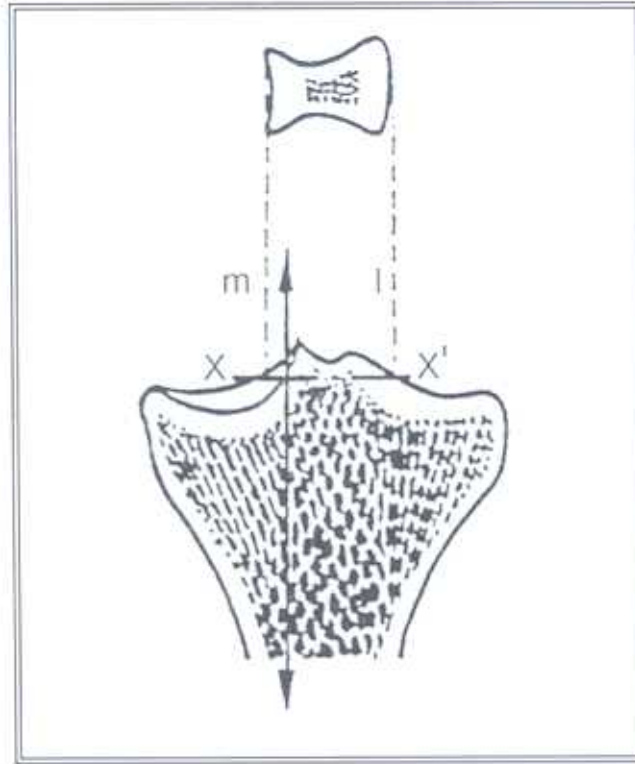
mediale rotasyonu lateral kondilin daha fazla hareket etmesiyle sonuçlanır (2).

EKLEM KAPSÜLÜ

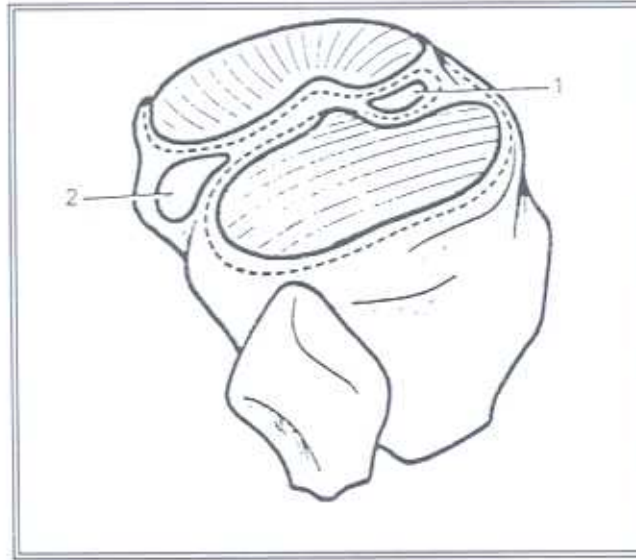
Eklemin kapsülü distalde tibial kondillerin anterior, medial ve lateral kısımlarına, arkada posterior interkondiler fossanın kenarlarına yapışarak posterior krusiat ligaman (PCL) yapışma yerini dışarıda bırakacak şekilde öne doğru interkondiler tüberküllerin arasından devam eder ve anterior interkondiler bölgede anterior krusiat ligaman (ACL) yapışma yerinin çevresinden dolanır. Bu nedenle ACL ve PCL yapışma yerleri ekstrakapsülerdir (2) (Şekil 6).

Proksimalde ise eklemin kapsülü femurun patellar yüzeyinin üzerindeki fossanın üst kenarına yapışır. Burada kapsül, suprapatellar bursa olarak bilinen derin bir reses oluşturur. Medial ve lateralde ise patellar yüzeyin kenarlarına yapışır ve parapatellar resesleri oluşturur. Arkada kondillerin artiküler yüzeylerinin posterosuperior kenarlarının çevresine, gastrocnemiusun iki başının hemen distaline yapışır. İnterkondiler çentik düzeyinde ise ACL ve PCL yapışma yerlerini dışarıda bırakacak şekilde yapışır (2).

Kapsülün bazı kısımları kalınlaşarak kapsüler ligamanları meydana getirir. Başlıca kapsüler ligamanlar oblik popliteal ligaman ve arkuat ligamandır. Oblik popliteal ligaman kapsülün posteromedial kısmını güçlendirir ve semimembranosus tendonunun uzantısından oluşur. Arkuat ligaman ise posterolateral kısmı takviye eder ve en alttaki lifleri popliteal tüneli oluşturur (7).



Şekil 5. Tibial interkondiler tüberküllerin horizontal kesiti

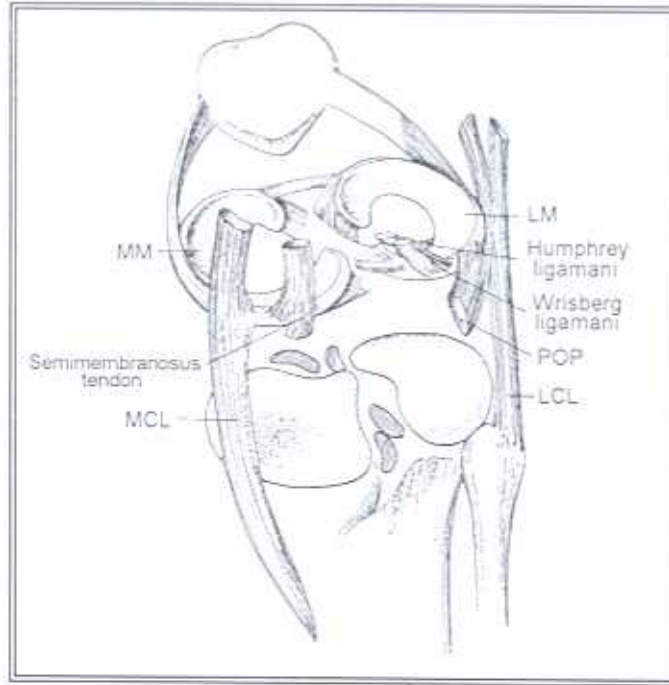


Şekil 6. Eklem kapsülünün ve krusiat ligamanların tibial kondiller üzerindeki bağlantı yerleri. 1: ACL bağlantı yeri, 2: PCL bağlantı yeri.

MENİSKÜSLER

Femoral ve tibial artiküler yüzeyler arasındaki uyumsuzluk menisküsler tarafından düzeltilir. Lateral menisküsün ön ve arka boynuzları birbirine daha yakındır ve hemen hemen tam bir daire şeklindedir. Medial menisküs ise yarım (C) şeklindedir. Lateral menisküsün ön boynuzu lateral interkondiler tüberkülün hemen önüne, arka boynuzu ise lateral interkondiler tüberkülün hemen arkasına bağlanır. Medial menisküsün ön boynuzu anterior interkondiler fossanın anteromedial kısmına, arka boynuzu ise posterior interkondiler fossanın posteromedial kısmına bağlıdır (2) (Şekil 7). Medial ve lateral menisküslerin ön boynuzları transvers ligaman ile birbirine bağlıdır. Meniskopatellar ligamanlar patellanın dış kenarlarından her iki menisküsün lateral

kenarlarına uzanır. Medial kollateral ligaman (MCL) medial menisküsün iç kenarına bağlıdır. Lateral kollateral ligaman (LCL) ise lateral menisküsten popliteus tendonu ile ayrılır. Popliteus tendonu lateral menisküsün arka kenarına fibröz bir uzantı verir. Semimembranosus tendonu ise medial menisküsün arka kenarına fibröz bir uzantı verir (2). Meniskofemoral ligamanlar lateral menisküs arka boynuzundan çıkar, PCL ile birlikte superiora ve mediale doğru seyrederek medial femoral kondilin dış duvarına bağlanır. Humphrey ligamanı (anterior meniskofemoral ligaman) PCL'nin önünde, Wrisberg ligamanı (posterior-meniskofemoral ligaman) ise PCL'nin arkasında yer alır. Meniskofemoral ligamanlar tibianın iç rotasyonu ile gerilir (3). ACL'nin bazı lifleri de medial menisküsün ön boynuzuna bağlıdır (2).



Şekil 7. Diz eklemindeki menisküsler ve ligamanlar. (MM, medial menisküs; LM, lateral menisküs; POP, popliteus tendonu; MCL, medial kollateral ligaman; LCL, lateral kollateral ligaman)

Menisküslerin üç major fonksiyonu; stabilitenin artırılması, temas alanının genişletilmesi ve eklem lubrikasyonudur (8). Yapılan araştırmalarda ağırlık taşıyan aktiviteler sırasında tibiofemoral eklemden geçen yükün %30-99'unun menisküslerden geçtiği gösterilmiştir (1). Menisküsler çıkarıldığında diz eklemindeki stres 2-3 kat artmaktadır (9).

Menisküsler fleksiyon sırasında arkaya, ekstansiyon sırasında öne doğru hareket ederler. Lateral menisküsteki hareket medial menisküsün iki katıdır. Ön ve arka boynuzlar olmak üzere iki sabit noktaları olup kalan kısımlar hareketli olduğundan aynı zamanda distorsiyon olur. Lateral menisküste, boynuzları birbirine daha yakın olduğu için daha fazla torsiyon olur (2).

Fleksiyon ve ekstansiyon sırasında menisküslerin yer değiştirmesinde rol oynayan faktörler pasif ve aktif olarak ikiye ayrılabilir. Pasif mekanizma femoral kondillerin menisküsleri öne-arkaya itmesidir. Aktif mekanizmalar ise şöyledir:

a)Ekstansiyon sırasında patellanın öne hareketi nedeniyle menisküsler meniskopatellar ligaman tarafından öne çekilir.Ayrıca, PCL gerildiği için lateral menisküsün arka boynuzu meniskofemoral ligaman tarafından öne çekilir.

b)Fleksiyon sırasında medial menisküs, arka kenarına yapışmış olan semimembranosus uzantısı ile arkaya çekilir. Medial menisküsün ön boynuzu ACL lifleri ile arkaya çekilir. Lateral menisküs de arka kenarına yapışmış olan popliteus uzantısı ile arkaya çekilir (2).

Dizin rotasyonu sırasında da menisküsler tibial platoya göre yer değiştirir. Dış rotasyon sırasında lateral menisküs lateral tibial platoya göre öne, medial menisküs ise medial tibial platoya göre

arkaya hareket eder. İç rotasyon sırasında ise bunun tersi olur ve lateral menisküs arkaya, medial menisküs öne çekilir. Menisküslerde yine distorsiyon olur. Lateral menisküsteki hareket medial menisküsteki hareketin iki katıdır. Rotasyon sırasında menisküslerdeki hareket daha çok pasiftir (femoral kondiller tarafından çekilir); ancak aktif bir mekanizma da söz konusudur. Patellanın tibiaya göre hareketi nedeniyle meniskopatellar lifler gerilir ve liflerdeki bu gerilme menisküslerden birini öne çeker (2).

KOLLATERAL LİGAMANLAR

Medial kollateral ligaman proksimalde medial femoral kondilin iç yüzüne, distalde tibiannın medial yüzünde üç medial tibial kasın (sartorius, gracilis, semitendinosus) insersiyon yerinin arkasına bağlıdır. Ön lifleri eklem kapsülünden ayrıdır fakat arka lifleri medial menisküsün medial kenarında kapsül ile birleşir. Yönü aşağıya ve öne doğru obliktir.

Lateral kollateral ligaman proksimalde lateral femoral kondilin dış yüzüne, distalde fibula başına (stiloid çıkıntının önüne ve biceps insersiyonunun arkasına) bağlıdır. Tüm uzunluğu boyunca kapsülden ayrıdır. Yönü aşağıya ve arkaya doğru obliktir (2).

Kollateral ligamanlar ekstansiyon sırasında gerilir, fleksiyon sırasında gevşer (2). Bu ligamanların fonksiyonu kapsül ve krusiat ligamanlarla birlikte dizin varus ve valgus stabilitesini sağlamaktır (7). Kaslar da bu stabiliteye katkıda bulunur. L.CI. iliotal tibial traktus tarafından (tensor fascia lata yoluyla), MCL de medial tibial kaslar (sartorius, gracilis, semitendinosus) tarafından desteklenir; quadriceps her iki kollateral ligamanı da destekler

(2). Kollateral ligamanlar ayrıca tibianın dış rotasyonunu kısıtlar (5,7) ve tibianın anteriora ve posteriora kaymasını önlemeye de yardımcı olur (5).

KRUSİAT LİGAMANLAR

ACL, tibial platoda tibial eminentiyanın hemen önünden ve medialinden başlar. Yukarıya, dışa ve arkaya doğru seyrederek ve femur lateral kondilinin iç duvarının arka kenarına bağlanır. Anteromedial lifleri fleksiyonda, posterolateral lifleri ise ekstansiyonda gergindir.

PCL, tibial platonun arka kenarından başlar. Yukarıya, içe ve öne doğru seyrederek medial femoral kondilin dış duvarına bağlanır. Anterolateral lifleri fleksiyonda, posteromedial lifleri ekstansiyonda gergindir (5).

Krusiat ligamanlar sagittal düzlemde ve frontal düzlemde kesişirler. Horizontal düzlemde ise birbirlerine paraleldirler ve aksiyel kenarları temas halindedir. Krusiat ligamanların eğim açıları aynı değildir. Tam ekstansiyonda ACL daha düşey, PCL daha yataydır. ACL-PCL uzunlukları arasında sabit bir oran vardır: PCL, ACL'nin 3/5'i uzunluktadır (2).

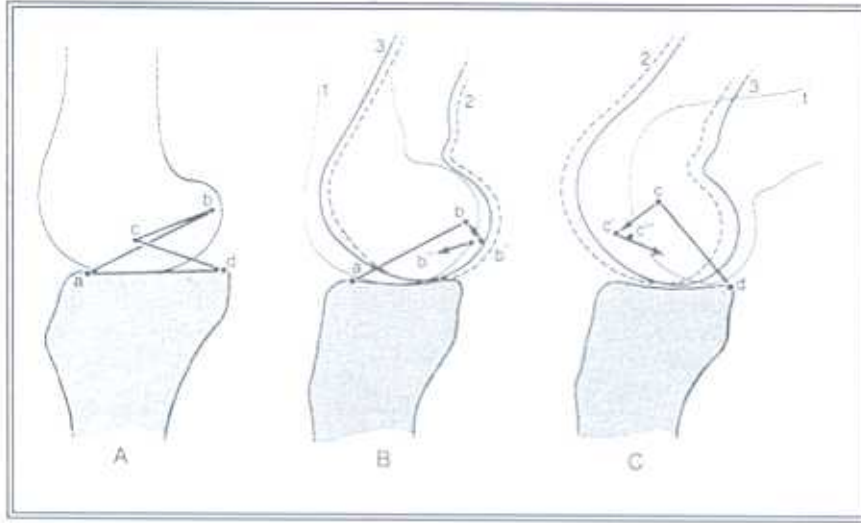
ACL ve PCL Muller tarafından (1983) dört-çubuk bağlantı sistemi şeklinde tanımlanmıştır ve dizin normal artrokinematizmini korumayı sağlar. Dört çubuğu oluşturan yapılar ACL, PCL, ACL ve PCL'nin femoral bağlanma yerlerini birleştiren çizgi, ACL ve PCL'nin tibial bağlanma yerlerini birleştiren çizgidir (Şekil 8). ACL ve PCL elastik olmadığı için fleksiyon ve ekstansiyon sırasında uzunlukları değişmez. Sonuç olarak dört-çubuk bağlantı sistemi, eklem yüzlerinin yuvarlanma ve

kaymasını kontrol eder. Fleksiyon sırasında femur arkaya yuvarlanır ve ACL'nin femoral ve tibial yapışma yerleri arasındaki mesafe artar, ACL uzayamadığı için femoral kondilleri öne çeker. Tersine, ekstansiyon sırasında femoral kondiller öne yuvarlanır ve PCL'nin femoral ve tibial bağlanma yerleri arasındaki mesafe artar, PCL uzayamadığı için femoral kondilleri arkaya çeker, ACL veya PCL lezyonu dört-çubuk bağlantı sistemini bozar ve femoral kondillerin anormal translasyonuna neden olur (5).

Tibianın anterior translasyonunu kısıtlayan primer faktör ACL'dir ve kısıtlayıcı etkinin %85'ini sağlar. Kalan %15'i ise kollateral ligamanlar, medial ve lateral kapsüllerin orta kısmı ve iliotibial bant karşılar (5,10,11). Tibianın posterior displasmanını kısıtlayan primer faktör ise PCL'dir ve kısıtlayıcı etkinin %85-95'ini sağlar. Kalan %5-15'i ise kollateral ligamanlar, medial ve lateral kapsülün arka kısmı, popliteus tendonu, Humphrey ve Wrisberg ligamanları sağlar (5,10).

Diz ekstansiyondayken tibianın iç rotasyonu krusiat ligamanlar tarafından önlenir. Çünkü iç rotasyon sırasında krusiat ligamanlar birbirine dolanır ve gerilir; dış rotasyon sırasında ise vertikal hale gelir ve gevşer. Diz ekstansiyonda iken tibianın dış rotasyonu kollateral ligamanlar tarafından önlenir. Dış rotasyon sırasında kollateral ligamanlar oblik hale gelir ve gerilir, iç rotasyon sırasında ise vertikal hale gelir ve gevşer (2) (Şekil 9).

Krusiat ligamanlar varus ve valgus rotasyonunun kısıtlanmasına da yardımcı olur (5).

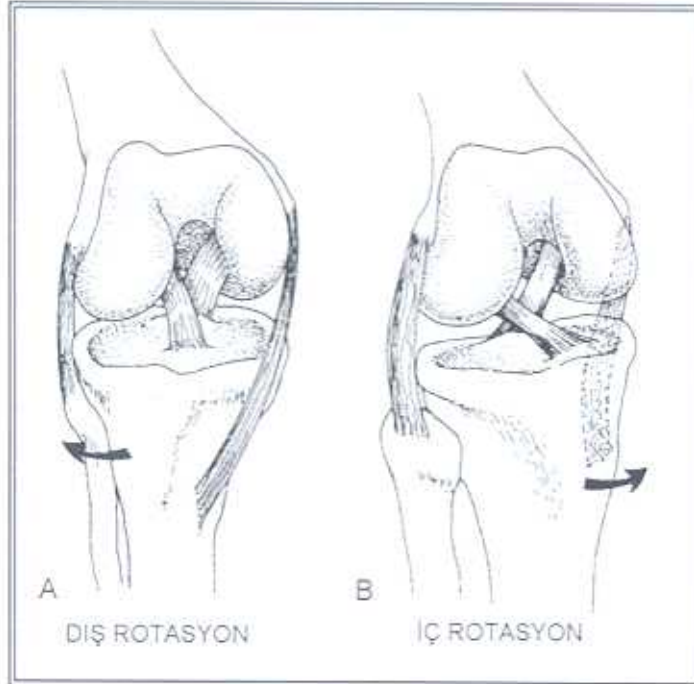


Şekil 8. Dört-çubuk bağlantı sistemi

(A) Dört çubuk bağlantı sistemini oluşturan yapılar ACL (ab), PCL (cd), ACL ve PCL'nin femoral yapışma yerlerini birleştiren çizgiyi (cb), ACL ve PCL'nin tibial yapışma yerlerini birleştiren çizgidir.

(B) Fleksiyon sırasında femur arkaya yuvarlanır ve ACL'nin tibial ve femoral yapışma yerleri arasındaki mesafe artar. ACL uzayamadığı için femoral kondilleri öne çeker.

Ekstansiyon sırasında femoral kondiller öne yuvarlanır ve PCL'nin femoral ve tibial yapışma yerleri arasındaki mesafe artar. PCL uzayamadığı için femoral kondilleri arkaya çeker.



Şekil 9. Tibial rotasyonun krusiyat ve kollateral ligamanlar üzerindeki etkisi: (A) Kollateral ligaman gergin, krusiyat ligaman gevşek. (B) Kollateral ligaman gevşek, krusiyat ligaman gergin.

PATELLOFEMORAL EKLEM

Femur distal ucu ile patella arasındaki eklemdir. Patellanın major fonksiyonu quadricepsin ekstansor momentini artırmaktır. Ayrıca tendonu kompresif streslerden korur ve kuvvetleri alttaki kemiğe aktararak stresin yoğunlaşmasını minimuma indirir (12).

Patellar yer değiştirme:

Sagittal plan hareketi: Fleksiyon sırasında patella, femoral patellar yüzeyin santral oluğu boyunca proksimalden distale doğru yer değiştirir. Bu yer değiştirme yaklaşık 7-8 cm'dir (4,8). Patellanın ekstansiyonda posteriora bakan arka yüzü, tam fleksiyonda femoral kondillerin karşısına gelerek superiora bakar. Eklem kapsülü patella ile ilişkili olarak üç reses oluşturur: Üstte suprapatellar bursa, yanlarda parapatellar resesler. Diz fleksiyona geldiğinde bu reseslerdeki piliyer kaybolur. Bu reseslerde inflamatuvar adhezyonlar gelişirse kayiteleri oblitere olur ve patella santral oluk boyunca aşağıya kayamaz. Dizde post-travmatik ve post-enfeksiyöz hareket kısıtlılığının nedenlerinden biri de budur (2).

Patellanın aşağıya doğru yer değiştirmesi sırasında infrapatellar ped de aşağıya kayar. Ekstansiyon sırasında patella tekrar yukarıya doğru yer değiştirirken suprapatellar bursa, vastus intermediustan köken alan articularis genu kası tarafından yukarıya çekilir, böylece sprapatellar bursa femur ve patella arasında sıkışmaz (2).

Frontal plan hareketi: Frontal planda patella konkav, lateral C şeklinde bir yol izler. Tam ekstansiyonda patella trokleanın lateralinde ve supratroklear yağ yastıkçığının üzerindedir. Diz

tam ekstansiyonda ve quadriceps kasılı iken patella trokleadan kurtularak valgus vektörü oluşur. Patella üzerindeki lateral kuvvetlere medial retinakulum ve vastus medialis oblikus tarafından karşı konulur. Pasif medial yer değiştirme pasif lateral yer değiştirmeden %20 daha fazladır (12).

Fleksiyonun ilk 20°'sinde tibia derotasyon yapar ve patella troklear çentiğe çekilir. Fleksiyonun 90°'sine kadar orada kalır. 90°'den sonra patella lateral kondil üzerinde laterale hareket eder; böylece tam fleksiyonda lateral femoral kondil tamamiyle patella ile kaplanmıştır ve medial kondil, lateral sınırı hariç tamamiyle açıktadır. Bu fleksiyon derecesinde patella vertikal aksı etrafında döner ve interkondiler çentiğe girerken laterale kayar (12,13).

Patellofemoral temas alanı:

Dizin tam ekstansiyondan 90° fleksiyona geliştiğinde patellanın arka yüzündeki temas alanı inferiora doğru kayar (1) (Şekil 10). Tam ekstansiyonda patella suprapatellar yağ yastıkçığının üzerindedir, bu nedenle çok az kompresif yük vardır (14,15). 0-10° arasındaki fleksiyon sırasında patellanın alt 1/3 parçası troklea ile temas eder, bu arada üst 2/3'ü supratroklear fossada kalır (16). 10-20° fleksiyonda patellanın inferior artiküler yüzeyi lateral femur ile temas eder. Bu pozisyonda patellofemoral eklem hala stabil değildir. 30-60° fleksiyonda patellanın orta yüzeyi trokleanın orta 1/3 kısmıyla temas eder; daha geniş bir temas alanı ile eklem stabilitesi artar. 60-90° fleksiyonda patellanın üst 1/3 kısmı troklea içinde geniş bir

temas alanına sahiptir. 90°'den sonra temas alanı üst patellar yüzeyde medial ve lateralde daha küçük alanlara bölünür ve femurun medial ve lateral kondilleriyle temas eder. Bu dönemde patellofemoral temas yüzeyi azalsa da quadriceps tendonunun posterior yüzeyinin troklea ile yoğun teması vardır (12). Fleksiyon 135° ye kadar devam ederse iki ayrı temas bölgesi oluşur: Odd faset ve patellanın lateral yüzü (1).

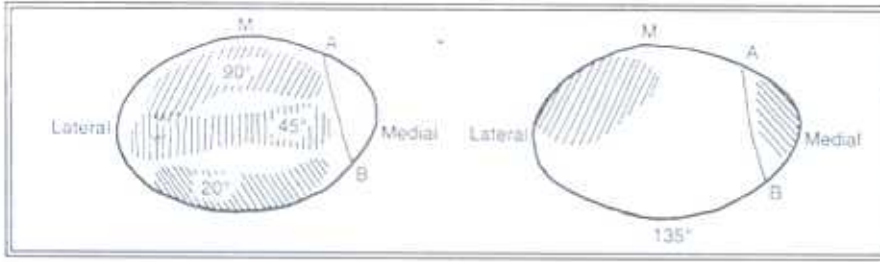
Patellofemoral kuvvet transmisyonu:

Patella, kuvveti quadriceps kas grubundan patellar tendona aktarırken büyük bir patellofemoral eklem reaksiyon (PFER) kuvveti oluşur. Patellayı femura doğru sıkıştıran bu kuvvet, eklem fleksiyon pozisyonundayken dizin yerçekimine karşı stabilize etmeyi ve yürüme sırasında diz ekstansiyona geldikçe vücudun öne itilmesini sağlar. Bu nedenle patellar tendon boyunca oluşan yükler ve PFER kuvveti hem quadriceps kuvvetine, hem diz fleksiyon açısına bağlıdır (1).

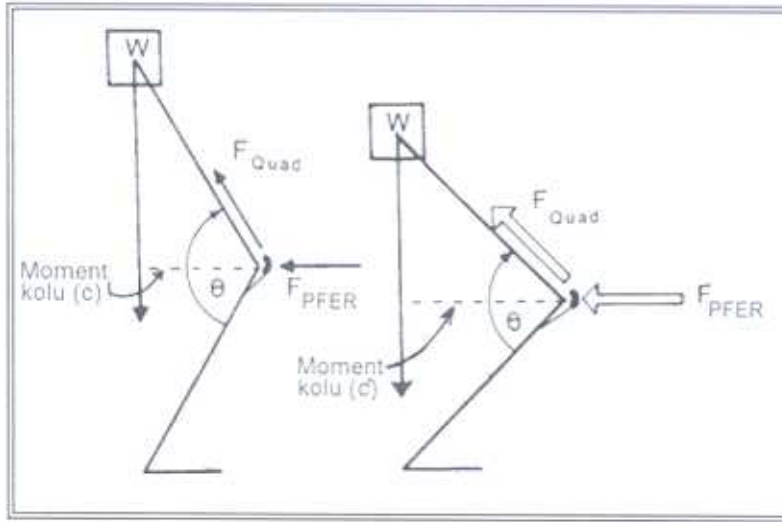
Şekil 11'de sagittal planda PFER ve quadriceps kas kuvvetleri arasındaki ilişki görülmektedir. Kalça eklemine etkiyen vücudun üst kısmının kütlesi (W), quadriceps kas grupları tarafından oluşturulan quadriceps kuvveti (F_{quad}) tarafından karşılanır. Kalça eklemindeki kütle merkezinin altındaki vertikal çizgi, vücudun üst kısmının ağırlığına bağlı kuvvet vektörünü temsil eder; ve bu, dizin fleksiyon aksının arkasına düşer. Kütle merkezi kuvvet vektörünün diz fleksiyon aksına olan uzaklığı moment kolu (e) olarak tanımlanır. Diz ekstansiyona yakinken moment kolu relatif olarak küçüktür. Diz daha fazla fleksiyon yaptığında moment kolu (e') da büyür. Diz statik dengede

tutabilmek için F_{quad} 'in önemli derecede artması gerekir. Sonuç olarak PFER de büyür. Çömelme sırasında PFER ve F_{quad} 'in artışı bu model ile açıklanabilir (1).

Eski kuvvet analizi çalışmalarında, patellofemoral eklem yüzleri arasındaki düşük sürtünme katsayısına dayanarak, patella-troklea eklemi sürtünmesiz bir makara olarak gösterilmiştir. Bu yaklaşımı kullanarak, quadriceps kas grupları tarafından oluşturulan kuvvetlerin tüm diz eklemi hareket açıklığı boyunca patellar tendondakine eşit olduğu düşünülmüştür. PFER kuvvetinin yönü quadriceps ve patellar tendon kuvvet vektörlerinin arasındaki açının açıortayı olarak tanımlanmıştır (1). Statik denge prensibine göre ve patella-troklea eklemine sürtünmesiz makara olduğu düşünülerek, Reilly ve Martens yürüme sırasında kompresif PFER kuvvetinin vücut ağırlığının 1/2'si olduğunu hesaplamışlardır. Merdiven inip çıkarken PFER'nun vücut ağırlığının 3.3 katına, çömelirken 90° fleksiyonda vücut ağırlığının 2.9 katına ulaştığı saptanmıştır. 9 kg'lık bir bot ile femur horizontal pozisyonda iken dize ekstansiyon yaptırıldığında 36° fleksiyonda PFER'nun pik yaptığı gösterilmiştir (17). Maquet sürtünmesiz makara düşüncesini kabul etmemiş, quadriceps ve patellar tendondaki kuvvetlerin (F_{PF}) farklı olabileceğini ve diz fleksiyon açısına bağlı olarak da değişebileceğini göstermiştir (18,19). Bazı araştırmacılar tarafından da Maquet'in bulguları doğrulanmıştır (1).



Şekil 10. Patellofemoral temas alanı



Şekil 11. Patellofemoral kuvvet transmisyonu

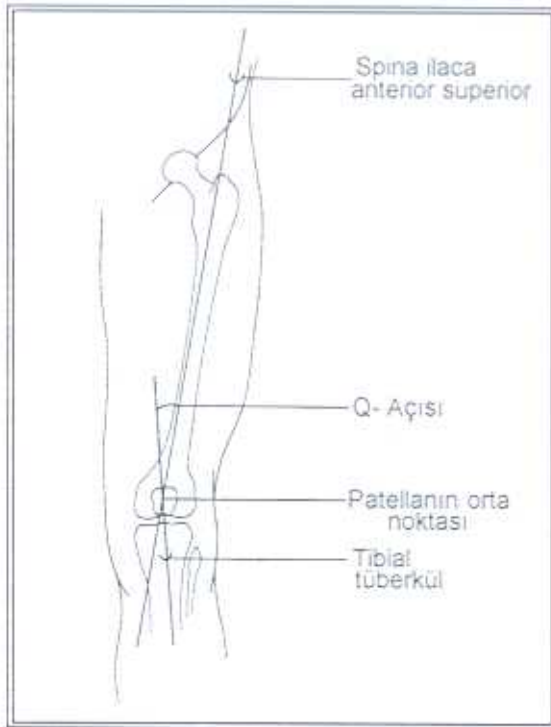
Sonraki araştırmacılar, belirli diz fleksiyon açılarında bu kuvvetlerin oranını (F_{PT}/F_{Quad}) hesaplayarak sonuçlarını bildirmişlerdir. Huberti ve ark. kadavra çalışmaları ile çömelme sırasında $0-45^\circ$ fleksiyon arasında F_{PT} 'nin F_{Quad} 'den büyük olduğunu göstermişlerdir (20). $45-120^\circ$ fleksiyon arasında ise F_{PT} , F_{Quad} 'den küçüktür. Yazarlar, patellanın, sadece quadriceps ve patellar tendondaki kuvvetlerin büyüklüğünü ve yönünü değiştirmekle kalmadığını, ek olarak iki ayrı

mekanik fonksiyonu olduğunu öne sürmüşlerdir. Birincisi, patellanın anteroposterior kalınlığı quadriceps kasının ve patellar ligamanın etkin moment kolunu artırır; ikincisi, patella kaldıraç gibi hareket eder. Bu nedenle patellanın proksimal ve distal kaldıraç kollarını belirleyen parametreler, quadriceps ve patellar tendondaki kuvvetlerin dengesi üzerine direkt etkiye sahiptir. Bu parametreler; patellanın uzunluğu, patellofemoral temas alanının yeri ve quadriceps tendonu ile

patellar tendon arasındaki açıdır. Çömelme aktivitesi ile yapılan benzeri bir deneysel araştırmada Huberti ve Heyes kompresif PFER kuvvetinin vücut ağırlığının 6.5 katına ulaştığını hesaplamışlardır (21).

Q açısı:

Frontal düzlemde F_{Quad} aksı patellar tendon ile bir açı oluşturur. Bu açı Q açısı olarak tanımlanır ve spina iliaca anterior superiora patellanın merkezine çizilen doğru ile, patellanın merkezinden tuberositas tibiaya çizilen doğrunun kesişmesiyle oluşur (Şekil 12). Normal Q açısı ekstansiyonda $10-15^\circ$ 'dir. Diz fleksiyonu sırasında tibia femura göre iç rotasyon yapacağından Q açısı küçülür (1).



Şekil 12. Q Açısı

KASLAR

Ekstansör kaslar:

Dizin ekstansör kası olan quadriceps femoris fleksorlardan 3 kat daha güçlüdür. Diz hiperekstansiyonda iken erek postürün korunması için quadriceps aktivitesine gereksinim duyulmazken fleksiyon başlar başlamaz, dizin fleksiyona gelmesiyle düşmeyi önlemek için quadriceps güçlü bir şekilde kasılmaya başlar. Quadriceps, ortak bir tendonla tuberositas tibiaya yapışan 4 kastan oluşur. Bunlardan üçü monoartikülerdir: 1. Vastus intermedius,

2. Vastus lateralis,

3. Vastus medialis. Dördüncüsü ise biartikülerdir: Rectus femoris.

Rectus femoris quadriceps kuvvetinin 1/5'ini sağlar ve tek başına tam ekstansiyon yaptıramaz. Ancak biartiküler olması nedeniyle önem taşır. Kalça ve dizin fleksiyon-ekstansiyon aksının önünde yer alması nedeniyle kalçanın fleksörü, dizin ekstansörüdür. Diz ekstansiyonu üzerine etkisi kalçanın pozisyonuna, kalça fleksiyonuna etkisi dizin pozisyonuna bağlıdır. Kalça fleksiyonda iken vastuslar diz ekstansörü olarak daha etkilidir. Kalçanın ekstansiyonu ise rectus femoris'i gerek diz ekstansiyonundaki etkinliğini artırır. Vastus lateralis ve medialis için yanları doğru bir kuvvet komponenti de sözkonusudur. Bu nedenle bu iki kasın dengeli kontraksiyonu uyluk aksı boyunca etkiyen bir kuvvet oluşturur; fakat bu kaslar arasında bir dengesizlik varsa anormal bir şekilde bir tarafa doğru çekilir, patellanın rekürren dislokasyonunda rol oynayan mekanizmalardan biri de budur (2).

Flektor kaslar:

Hamstringler (biceps femoris, semitendinosus, semimembranosus), gracilis ve sartorius dizin flektor kaslarıdır. Gastrocnemiusun diz fleksiyonu üzerine etkisi azdır. Bicepsin kısa başı ve popliteus monoartiküler, diğerleri biartikülerdir. Hamstringler aynı zamanda kalçaya ekstansiyon yaptırır ve diz üzerindeki etkileri kalçanın pozisyonuna

bağlıdır. Kalça fleksiyonu sırasında hamstringlerin gerilmesi, bu kasların diz fleksoru olarak etkinliğini artırır (2).

Rotator kaslar:

Dize dış rotasyon yaptıran kaslar biceps femoris ve tensor fascia latadır. İç rotasyon yaptıranlar ise sartorius, gracilis, semitendinosus, semimembranosus ve popliteustur (2).

KAYNAKLAR

1. Beynonn BD, JohnsonRJ. Knee: Relevant biomechanics. In: DeLee JC, Drez D, eds. Orthopaedic Sports Medicine: Principles and Practice. Philadelphia: W.B.Saunders, 1996;1113-1133.
2. Kpandji IA. The Physiology of the Joints. Annotated diagrams of the mechanics of the human joints. New York: Churchill Livingstone, 1970: 72-135.
3. Magee DJ. Orthopedic Physical Assessment. Third edition. Philadelphia: W.B. Saunders, 1997.
4. Moore KL, Dalley AF: Clinically Oriented Anatomy. Fourth edition. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 1999: 504-663.
5. Irrgang JJ, Safran MR, Fu FH. The Knee: Ligamentous and meniscal injuries. In: Zachazewski JE, Magee DJ, Quillen WS, eds. Athletic Injuries and Rehabilitation. Philadelphia: W.B.Saunders, 1996; 623-692.
6. Cailliet R. Knee Pain and Disability. Philadelphia: F.A.Davis, 1976.
7. Graham GP, Fairclough JA. The knee. In: Klippel JH, Dieppe PA, eds. Rheumatology. London: Mosby, 1994; 5.12.1-5.12.14.
8. Grana WA, Larson RL. Functional and surgical anatomy. In: Larson RL, Grana WA, eds. The Knee: Form, Function Pathology, and Treatment. Philadelphia: W.B.Saunders, 1993; 11-49.
9. Krause WR, Pope MH, Johnson RJ, Wilder DG. Mechanical changes in the knee after meniscectomy. J Bone Joint Surg 1976; 58A; 599-604.
10. Butler DL, Noyes FR, Grood ES: Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee . A biomechanical study. J Bone Joint Surg 1980; 62A; 259-270.
11. Grood ES, Suntay WJ, Noyes FR, Butler DL. Biomechanics of the knee extension exercise: Effect of cutting the anterior cruciate ligament. J Bone Joint Surg 1984; 66A; 725-734.
12. McConell J, Fulkerson J. The Knee: Patellofemoral and soft tissue injuries. In: Zachazewski JE, Magee DJ, Quillen WS, eds. Athletic Injuries and Rehabilitation. Philadelphia: W.B.Saunders, 1996; 693-728.
13. Goodfellow J, Hungerford D, Zindel M: Patellofemoral joint mechanics and pathology. Parts 1 and 2. J Bone Joint Surg 1976; 3; 287-299.

14. Fulkerson J, Hungerford D. Disorders of the patellofemoral joint. Second edition. Baltimore: Williams and Wilkins, 1990.
15. Grana WA, Kriegshauser LA. Scientific basis of extensor mechanism disorders. Clin Sports Med 1985; 4: 247-257.
16. Dahhan P, Delphine G, Lorde D. The femoropatellar joint. Anat Clin 1981; 3: 23-29.
17. Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patellofemoral joint reaction force for various activities. Acta Orthop Scand 1972; 43: 126-137.
18. Maquet PG. Biomechanics of the Knee. New York: Spindler-Verlag, 1976.
19. Maquet PG. Biomechanics and osteoarthritis of the knee. Societe International de Chirurgie Orthopedique et de Traumatologie, 11th Congress, Mexico, 1969.
20. Huberti HH, Hayes WC, Stone JL, Shybut GT. Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentous patellae. J Orthop Res 1984; 2: 49.
21. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures, the influence of Q-angle, and tendofemoral contact. J Bone Joint Surg 1984; 66A: 715-724.