

# Patellofemoral eklemin anatomisi ve biyomekanik özellikleri

Ahmet Sebik<sup>(1)</sup>

Patello-femoral eklem, vücudun en büyük ve en karmaşık eklemi olan diz eklemi bir parçasıdır ve tibio-femoral eklem ile birlikte çalışır.

## Patello-femoral eklemin anatomisi

Patella diz eklemi ön bölümünde yerleşmiştir. Yerleşimi nedeni ile diz eklemi doğrudan darbelere karşı korur, femurun patellofemoral eklem yüzü kırık-çatlamasının beslenmesine yardımcı olur.

Patella tabanı (basis patellae) üstte, dik açısı (apex patellae) altta, taban köşeleri yuvarlaklaşmış, dik açılı bir ikizkenar üçgene benzer. Kuadriseps tendonu içinde gelişmiş ve vücudun en büyük sesamoid kemiği olan patella 5x6x3 cm. boyutlarındadır (Şekil 1) (14). Patella, embriyolojik olarak 8. haftada diz boşluğu ve kas taslağından önce, kuadriseps taslağı-nın altında oluşur. Özellikle patella üst dış bölümünde oluşan Patella bipartita, ilerideki yaşamda patella kırıkları ile karıştırılabilir. Patellanın kaba yapılı ön yüzüne kuadriseps tendonu lifleri üstten ve üst yanlardan yapışır. Patella tendonu, patella ön yüzüne yayılır, başlıca yapışma yeri patella alt ucunun ön ve arka yüzleri olmakla birlikte geniş olarak üstte kemiğin taban bölümünün yan kenarlarıdır. Kuadriseps tendonu ve fasya lata'nın genişlemesi ile oluşan patella retinakulumu, patella ile femur ve tibia kondilleri arasında uzanır. Patellanın ön yüzünde deri ile kemik arasında prepatellar bursa bulunur (8, 14).

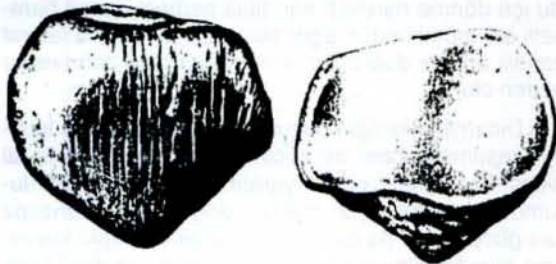
Patellaya gelen damarlar, geniküler arterlerin yaptığı damarsal halkadan kaynaklanır ve patellaya genellikle ön yüzden girerler (8, 13, 14). Patella apeksi, arka yüzden ve eklem yüzünün altından giren damarlarla beslenir (13).

Patella sinirlerini, N. femoralisin N. saphenus dalından (ramus infrapatellaris nervi sapheni) ve medialde küçük bir bölgede N. obturatoriusun ön-uç dalından alır (8, 14). Patellanın eklem yüzü, uzunlaşmasına yerleşmiş bir bayır ile, daha geniş olan lateral ve daha dar olan medial olmak üzere, iki fasete ayrılır. Dik-

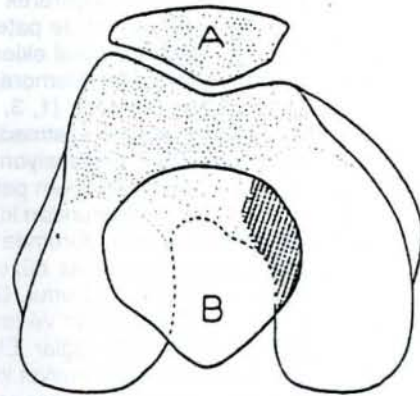
katle incelendiğinde bu fasetlerin altı fasetçiğe ayrıldığı görülür. Bunlar medial ve lateral yüzelerde, üst, orta ve alt olmak üzere altı adettir, yedinci veya "artık fasetçik", patellanın iyice medialindedir ve medial fasetten yine uzunlaşmasına küçük bir bayır ile ayrılır (7, 9). Medial faset hafifçe konveks, patellanın kabaca 2/3 ünü kapsayan lateral faset ise, koronal düzlemde konkav, sagittal düzlemde konvektir.

Hollinshead (1969), patella'yı basitçe "iç, orta ve dış" diye üç fasete ayırmıştır. Bu ayırmada, iç faset, artık fasetin, orta faset, medial fasetin, dış faset, lateral fasetin yerini tutmaktadır (8). Patella, femurun patellaya bakan yüzü ile eklem yapar. Femurun patella ile eklem yapan sulkusunun ikisi de sagittal düzlemde konveksliği olan iç ve dış dudakları vardır. Dış dudak daha geniş ve yüksektir. Femur oluşu, medial ve lateral kondillerden, lateralde olanı daha belirgin, birer tümsekle ayrılır. Dizde yüzeyel eklem hareketi, tibia ile femur kondilleri ve femur kondilleri ile patella arasında olur. Tibia ve femur kondilleri arasındaki yüzey hareketi aynı anda ve üç düzlemde olur, fakat transvers ve frontal düzlemlerdeki hareket minimaldir. Patella ile femur kondilleri arasındaki yüzey hareketi frontal ve transvers düzlemde, aynı anda olur.

Ekstansiyondaki dizin tam fleksiyona gelmesi sırasında patella, femur kondilleri üzerinde aşağıya doğru ortalama 7 cm. kayar. Tam ekstansiyondan 90 derece fleksiyona değin femurun hem medial hem de lateral eklem yüzleri patella ile eklenmişir. Doksan derecenin ötesindeki fleksiyon derecelerinde patella dışa doğru döner ve femurun yalnız medial kondili patella ile eklenmişir. Tam fleksiyonda, patella inter-

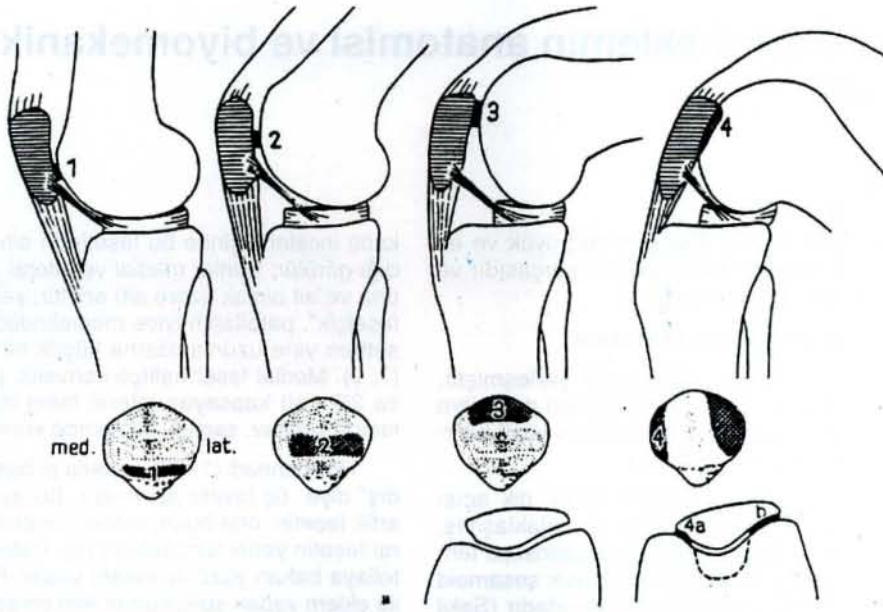


Şekil 1: Patellanın ön ve arka yüzünden görünüşü (Sobotta ve Uhlenthuth'dan)<sup>14</sup>



Şekil 2: Femurun eklem yüzeyi ile patellanın ilişkisi  
A. Ekstansiyonda patella yalnızca femur oluşu eklem yüzeyi ile eklenmişir  
B. Tam fleksiyonda ise femur kondili üzerindeki gerçek tibiofemoral eklem yüzeyi ile eklenmişir (Müller'den)<sup>12</sup>

(1) SSK İzmir Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği Şefi, Doç. Dr.



Şekil 3: Grant ve Basmajian (1965) ve Goodfellow ve ark. (1976)'dan sonra patellofemoral temasın şematik olarak gösterilmesi: Her eklem durumu (1) tam ekstansiyondan, (2-3) orta derecede fleksiyon ve (4) tam fleksiyona kadar gösterilmiştir. Her fleksiyon derecesinde patellanın temas yüzeyi değişik bölge ile özelliğidir. (4.) evreye kadar gerçek patella mediali fasetçığı veya "artık fasetçik" (4a) femur ile eklemleşmemektedir. Patellofemoral eklemden de femorotibial eklemden olduğu gibi yuvarlanma-kayma mekanizması vardır tek fark kayma, yuvarlanmanın tersi yöndedir (Müllerden)<sup>12</sup>

kondiler oluğa gömülür, bu anda patella lateral eklem yüzü üst ve orta fasetçikleri femur dış kondili, 7. fasetçik "artık faset", medial femur kondili ile eklemleşir (Şekil 2, 3) (7, 12).

#### Patellanın işlevi

Patella dizde iki önemli biyomekanik işlev sağlar: Bütün hareket genişliği boyunca kuadriseps kasının kaldıraç kolunu uzatarak ekstansiyona yardım eder ve patella tendonu ile femur arasındaki temas yüzünü arttırarak sıkıştırıcı kuvvetlerin femura daha uygun yayılmasını sağlar. Patella aynı zamanda kuadriseps mekanizmasındaki, rektus femoris, vastus lateralis, vastus medialis ve vastus intermedius gibi dört ayrı bileşenin ayrı kuvvetlerini merkezileştirerek patella tendonuna geçirir. Kuadriseps kuvveti ile patella tendonu kuvvetinin bileşkesi, patellofemoral eklem kırıkdağında baskı etkileri doğuran patellofemoral eklem tepki kuvvetine eşit fakat ters yöndedir (1, 3, 7). Patellanın kuadrisepsin kaldıraç kolunu uzatmadaki yarımı dizin tam fleksiyondan tam ekstansiyona gidişi sırasında değişir. Diz tam fleksiyondayken patella femoral olmaktadır ve kuadriseps tendonundan küçük bir öne doğru yer değiştirme olur ve bu durumda kuadrisepsin kaldıraç kolunu uzatması en az düzeyde ve toplam kaldıraç kolunun yaklaşık %10'udur. Diz uzatıldıkça patella femur oluşunda yükselir ve tendonda önemli bir öne doğru yer değiştirme sağlar. Ekstansiyon 45°'ye doğru gelirken kuadriseps kuvvet kolu hızla uzar, bu noktada patella, kuadriseps kuvvet kolunu yaklaşık %30 uzatmış olur. Diz daha ileri derecedeki ekstansiyonunda kuvvet kolu hafifçe kısalır.

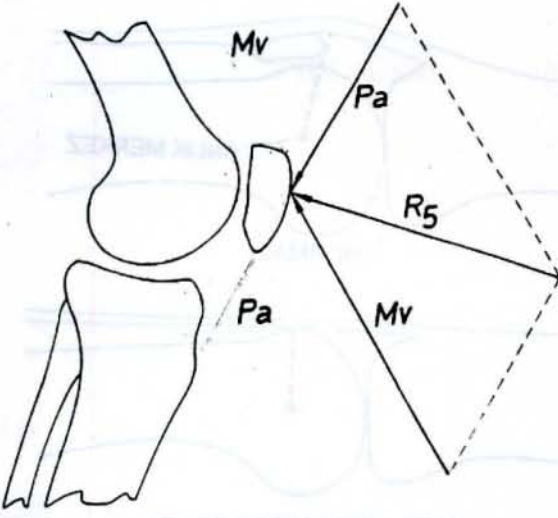
Patellektomili dizde patella tendonu normal dizlere göre tibiofemoral eklemin "anlık merkezine" daha yakındır (Şekil 6) (7). Daha kısa bir kaldıraç kolu ile çalışan kuadriseps kası, ekstansiyonun son 45 dere-

cesinde normalde gerekli olandan daha çok kuvvet harcamak zorunda kalır. Patellektomili dizin tam etkin ekstansiyonu için normale göre %30 daha çok kuadriseps gücü gerekmektedir (7). Kuadriseps kasına olan bu artmış kuvvet isteği, özellikle eklem içi hastalığı olan veya ileri yaştaki kişilerde kuadriseps kuvveti ölçümlerinin çok üzerinde olmaktadır.

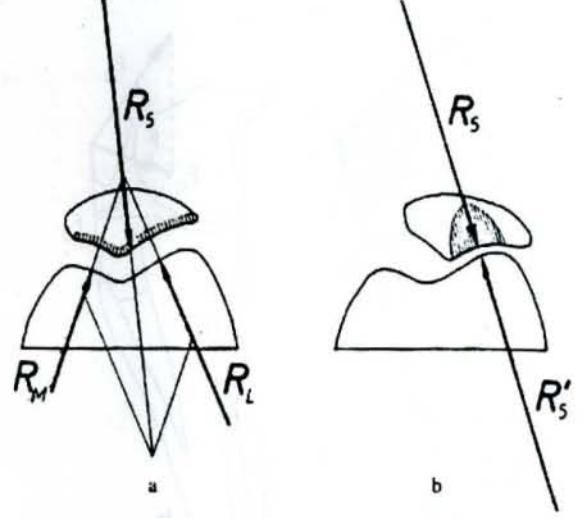
#### Patellofemoral eklemin kinetiği:

Kuadriseps kası çeşitli ekstansörlerin birleşmesinden oluşur ve patella ve ligamentum patella üzerinden geçerken 10°-15° derecelik eksen sapması gösterir. Tepes patella üzerinde olan bu açıya, Brattström Q- açısı adını vermiştir (4). Bu açı, pratik olarak Spina ilica anterior superior ve patella orta noktası arasındaki çizgi ile patella orta noktası ve tuberositas tibia arasındaki çizginin yaptığı açıdır. Q- açısı, erkeklerde ortalama olarak 8-10, kadınlarda 15 ± 5 derece bulunmuştur (4). Vastus medialis ve vastus lateralisin momenti gözardı edilirse rektus femoris ve vastus intermedius, açılı çekme yönlerine bağlı olarak tibiayı femur üzerinde içe doğru döndürürler. Bu içe dönme hareketi eğri tibia serbest olarak hareketli ise mümkündür, eğer tibia sabitse patella lateral kondili arkaya doğru iter ve femurun dışa dönmesine neden olur.

Dinamik etkinliğin çoğunda hem kuadriseps kasının kasılması, hem de vücut ağırlığı, patellofemoral eklem üzerinde kuvvetler yaratır (Şekil 4) (11). Bu durumda dizin fleksiyon miktarı doğrudan kuadriseps kas gücünü, bu da patellofemoral eklem tepki kuvvetinin büyüklüğünü etkiler. Diz fleksiyonu ne denli fazla olursa kuadriseps kas kuvvetinin büyüklüğü o denli çok ve bunun sonucunda da patellofemoral eklem tepki kuvveti o denli büyük olur. Düz zeminde yürürken diz fleksiyon miktarı göreceli olarak küçük, he-



Şekil 4 a: Patellayı femura doğru bastıran  $R_5$  kuvveti kuadriseps kasından kaynaklanan  $M_v$  kuvveti ile patella tendonundan kaynaklanan  $P_a$  kuvvetinin bileşkesidir



Şekil 4 b: (a ve b)  $R_5$ , patellayı femura doğru bastıran kuvvettir.  $R_L$ ,  $R_5$ 'in lateral bileşeni,  $R_M$ ,  $R_5$ 'in medial bileşenidir.  $R_5'$ , femurun patellaya karşı tepki kuvvetidir (Maquet'ten)<sup>11</sup>

saplanan patellofemoral eklem tepki kuvveti de düşük değerdedir (Şekil 7) (7). Bu kuvvetin en yüksek değeri, yürümenin topuğun yerde durma evresinde diz fleksiyonun en büyük olduğu durumdadır ve vücut ağırlığının yarısı kadardır. Patellofemoral eklemden daha yüksek tepki kuvvetleri diz fleksiyonunun fazla olduğu etkinliklerde ortaya çıkar. Merdiven çıkma ve inme sırasında diz yaklaşık  $90^\circ$  büküldüğünde bu kuvvet en üst düzeyine, vücut ağırlığının hemen hemen 3.3 katına ulaşır, bu da düz zeminde yürümede elde edilen değerlerin yaklaşık 7 katıdır.

Dizin tüm bükülmelerinde patellofemoral tepki kuvveti kuadriseps kasının kuvvetinden yüksek kalır. büyük miktarda diz fleksiyonu isteyen etkinliklerde patellofemoral tepki kuvvetinin büyüklüğünden dolayı patellofemoral bozuklukları olan hastalar bu etkinlikleri yaparken artan miktarda ağrı çekerler. Patellofemoral tepki kuvvetini azaltmanın etkili bir yolu diz fleksiyon miktarını düşük derecelerde tutmaktır.

Vücut ağırlığının en düşük olduğu kimi dinamik durumlarda değişik bir kuvvet şekli bulunmuştur. Böyle bir duruma örnek bacakları serbestçe sarkıtılmış kişidir. Reilly ve Martens 1972, böyle bir kişide, ağırlıklı ayakkabının sağladığı dirence karşı yapılan ekstansiyon ile, patellofemoral tepki kuvveti, kuadriseps kası kuvveti ve diz fleksiyon derecesi arasındaki ilişkiyi araştırmıştır. Diz fleksiyonunun  $90$  derecesinde patellofemoral tepki kuvveti, sıfır bulunmuştur. bu kuvvet ekstansiyon ile hızla yükselerek diz fleksiyonunun  $36$ . derecesinde zirve noktasına ulaşmış ve vücut ağırlığının  $1.4$  katını bulmuş, daha büyük ekstansiyonlarda hızla azalarak tam ekstansiyonda vücut ağırlığının yarısına ulaşmıştır (Şekil 8). Eğer tibia uzun eksenine dik açıda bir kuvvet elin dayanması ile bütün ekstansiyon boyunca sürdürülürse patellofemoral tepki kuvveti, dizin  $90$  derece fleksiyonunda vücut ağırlığının  $1.4$  katı olur ve bu kuvvet ekstansiyon boyunca muntazam olarak azalır (Şekil 9). Patellofemoral tepki kuvvetinin tam ekstansiyonda düşük olduğu rahatsızlıkları olan hastaların dirence karşı egzer-

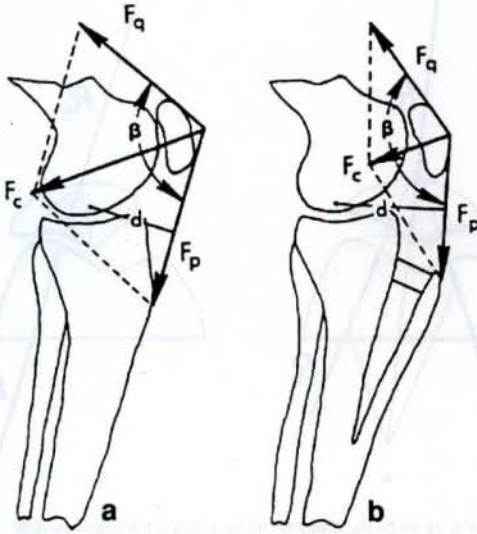
sizleri neden daha az ağrı ile yapabildiklerini açıklamaktadır.

Normal bir dizde patellofemoral tepki kuvveti, çevirimsel olarak ve yalnız diz büküldüğünde ortaya çıkan bir kuvvettir. Osteoartrözdeki fleksiyon kontraktürü veya bayanların yüksek topuklu ayakkabılar giymesi gibi dizin tümüyle ekstansiyona getirilemediği durumlarda patellofemoral tepki kuvveti devamlı olarak yüksek kalır. Bu durum patellofemoral artrozun ve dolayısı ile ağrının daha d artmasına neden olur (11).

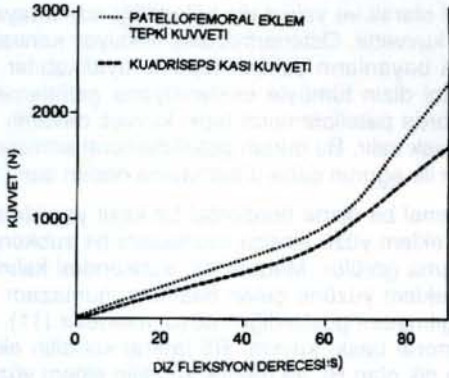
Normal bir dizde horizontal bir kesit yapıldığında patella eklem yüzü altında muntazam bir subkondral kalınlaşma görülür. Maquet, bu subkondral kalınlaşmanın eklem yüzüne gelen basıncın muntazam olarak dağılmasını gösterdiğini düşünmektedir (11). Patellofemoral baskı kuvveti  $R_5$  lateral kondilin eklem yüzüne dik olan  $RL$  ve medial kondilin eklem yüzüne dik olan  $R_m$  olarak ikiye ayırabilir. Basıncı  $RL$  ve  $R_m$  bileşkelere muntazam olarak yayıldığından, geçirildiği yüzey alanı ile orantılıdır (Şekil 4B-a). Kuvvetlerin paralel kenarında  $R_5$  bileşke kuvvetinin etki çizgisi görülmektedir.

Osteoartrit olgularının çoğunda patellanın ilerleyici dışa subluksasyonu gözlenmiştir. Bu ister istemez  $R_5$  bileşke kuvvetinin yer değiştirmesi ile birliktedir (Şekil 4B-a).  $R_5$  bileşke kuvveti böylece femoral oluktaki patella yüzlerinin her ikisi yerine yalnızca patella lateral yüzünün bir bölümüne ve onun karşılığı lateral kondil eklem yüzü alanına geçirilir. Yüklenme yüzeylerindeki alan azalması, yerel olarak artmış basınca ve kemik yoğunluğunun artmasına neden olur (Şekil 4 B, b). Eklem kıkırdağının harabiyeti ile eklem aralığı daralı, kemiğin yeniden şekillenmesi ve osteofitler oluşur (11).

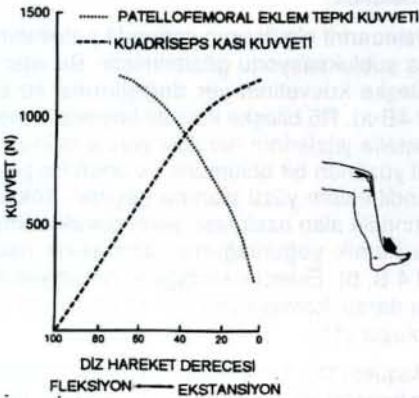
Maquet (11), tuberositas tibia'nın yükseltilmesi ile patellofemoral tepki kuvvetinin azaldığını, tuberositas tibia'nın mediale alınmasıyla da patellofemoral eklem yüzlerinde uyumsuzluğun giderildiğini ve basıncın medial ve lateral yüzlere yayıldığını göstermiştir (Şe-



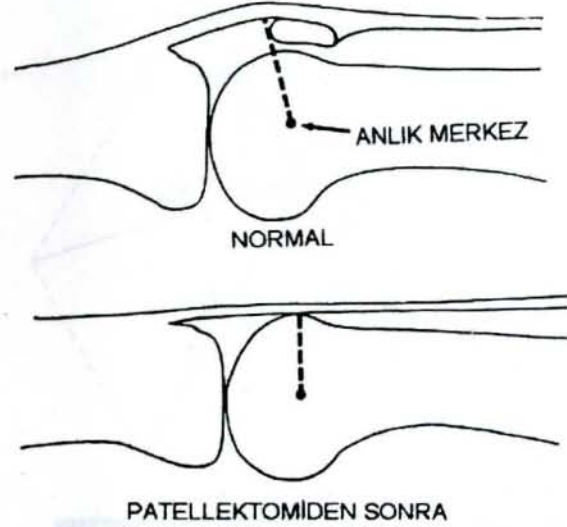
Şekil 5: Tuberositas tibiae'nin öne yükseltilmesi ile toplam patello femoral tepki kuvvetinin ( $F_c$ ) azaltılması. Kuadriseps germe vektörü ( $F_q$ ) ile patella tendonu vektörünün ( $F_p$ ) bileşkesi paralelkenar kuralına göre elde edilmiştir, şekil b'de ( $\beta$ ) açısı arttığını ve patella tendonu moment kolu ( $d$ ) azaldığından bileşke kuvveti de azalmaktadır (Ferguson ve ark.)<sup>5</sup>



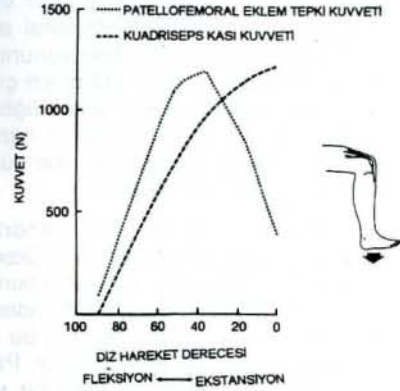
Şekil 7: Diz'in 90° bükülmesi sırasında değişen patellofemoral eklem tepki kuvveti ve kuadriseps kasi kuvveti (Reilly ve Martens'den uyarlanmıştır) (1972), (Frankel ve Nordin'den)<sup>7</sup>



Şekil 9: Diz'in ekstansiyonu boyunca tibia uzun eksenine dik olarak uygulanan direnç durumunda oluşan patellofemoral eklem tepki kuvveti ve kuadriseps kasi kuvveti. Reilly ve Martens'den uyarlanmıştır (1972) (Frankel ve Nordin'den)

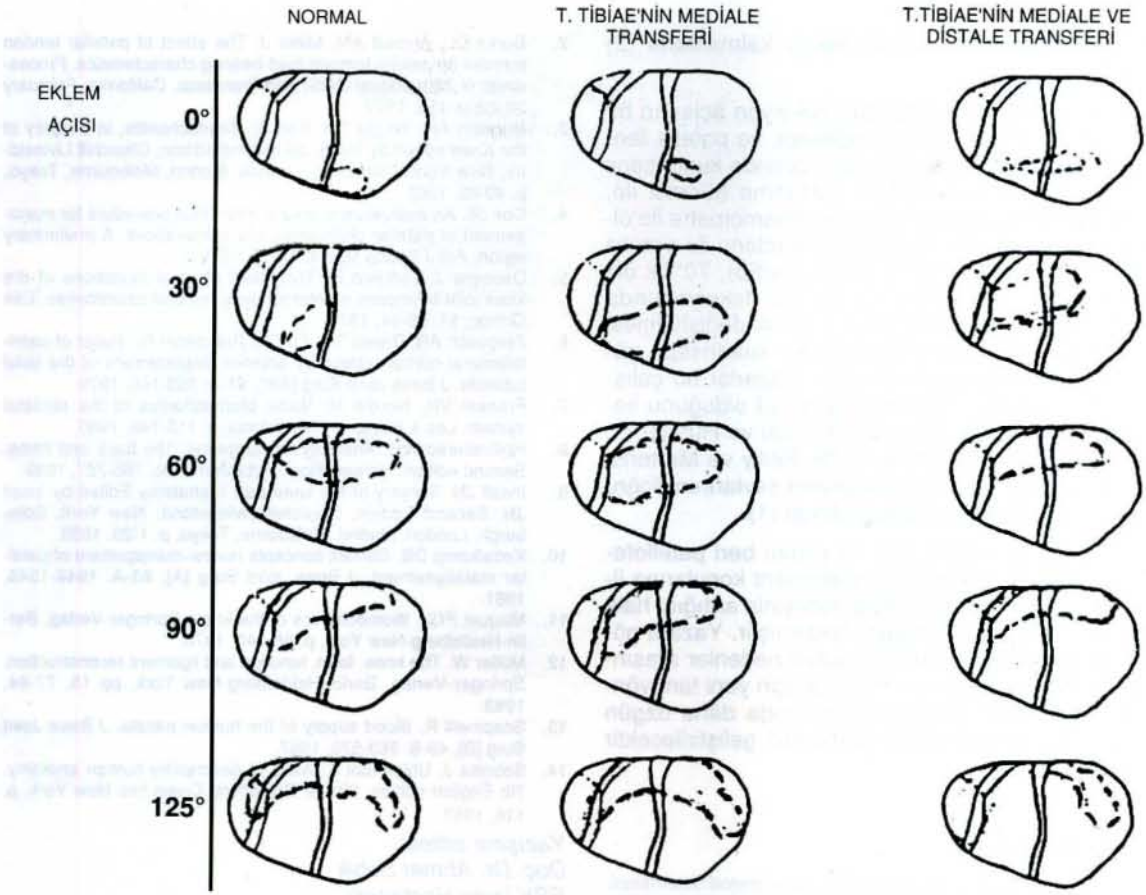


Şekil 6: Normal ve patellektomili dizde kuadriseps kası kaldırmaç kolu (kırık çizgi ile gösterilmiştir). Kaldıraç kolu, kuadriseps kası tarafından patella tendonuna uygulanan kuvvet ile tibiofemoral eklem ekstansiyonunun son iki derecedeki anlık merkezi arasındaki dik uzaklıktır. Patellektomili dizde patella tendonu anlık merkeze daha yakındır (Kaufer'den (1971) uyarlanmıştır)



Şekil 8: Dokuz kg'lık ağırlık ayak kabısı giydirilerek ayak serbest olarak sarkıtılmış ve bu şekilde dize dirence karşı yaptırılan ekstansiyonda oluşan patellofemoral eklem tepki kuvveti ve kuadriseps kasi kuvveti. Reilly ve Martens'den uyarlanmıştır (1972) (Frankel ve Nordin'den)

kil 4-a, 4-b, Şekil 5 a-b). Maquet gibi Ficat ve Hungerford ve Murray'da, patellofemoral artraljilerde tedavi amacı ile patellektomiye bir seçenek olarak tuberositas tibianın yer değiştirilmesi yoluyla patella tendonunun yükseltilmesini önermişlerdir (6). Ferguson ve ark. (1979), tuberositas tibia'nın yükseltilmesinin, patellofemoral tepki kuvvetini azalttığı kesince de daha önemli etkisinin temas streslerinin karmaşık yerel şekillerine olduğunu düşünmüşlerdir (6). Bu yazarlar, taze amputasyon gereçleri kullanarak yapılan patellofemoral eklem tepki kuvveti ve kuadriseps kasi kuvveti. Reilly ve Martens'den uyarlanmıştır (1972) (Frankel ve Nordin'den)



Şekil 10: Normalde ve tuberositas tibia transferlerinde patella üzerindeki basınç dağılımı (Burke ve ark. dan)<sup>2</sup>

azalmaya neden olduğunu göstermiştir. Bu azalmanın dizin 90° fleksiyonunda daha belirgin olduğu görülmüştür. Tendonun yükseltilmesi artırılınca buna koşut olarak basınç gittikçe azalmıştır. bununla birlikte temas basıncının en çok azaltılması tuberositas tibia'nın 0.5 inç yükseltilmesi ile elde edilmiştir. Bir veya birbuçuk inç gibi daha büyük yükseltmelerin sınırlı bir yarar sağladığı bulunmuştur.

Maquet (1976), gonartrozda genu varumu düzeltmek için yapılan çıkıkeri osteotomilerde distal parçanın öne kaydırılması ile patellofemoral baskı kuvvetinin azalacağını ve bunun patellofemoral eklemden kaynaklanan ağrılar için yararlı olduğunu bildirmiştir (11). Biz kliniğimizde, ileri derecede gonartroz olan olgularda yaptığımız yüksek tibia osteotomilerinde varusun düzeltilmesi yanında dizdeki fleksiyon deformitesini, dize ayrıca rekürvasyon sağlayacak şekilde düzeltiyoruz. Bunun patellofemoral baskı kuvvetini en az tuberositas tibia'nın yükseltilmesi kadar azalttığına inanıyoruz.

Cox (1976), tuberositas tibia'nın mediale alınmasını veya mediale alınarak yükseltilmesini, medial retinakulum yırtığı ve osteokondral kırıkla birlikte olan akut patella çıkıklarında, patellanın tekrarlaya çıkık veya yarı çıkıklarında ve Q açısında artma bulunan patellofemoral hastalıklarda Elmslie-Trillat yöntemi ile yaptığı bildirmiştir (4). Debeyre ve Tomeno (1976), femur medial kondilinin aşırı büyümesi sonucu eks-

tensör mekanizma bozukluğu ve genuvalgum gelişmiş olgularda eksen sapmasının interkondiler osteotomi ile düzeltilebileceğini ve bu işlemin patellofemoral eklem yüzlerinde büyük bir bozukluğa neden olmayacağını bildirmişlerdir (5). Kliniğimizde, konjenital patella çıkığıda olan ve femur medial kondilleri aşırı uzamış genuvalgum deformiteli 4 olguda interkondiler oblik osteotomiyi Elmslie-Trillat tekniği ile birleştirerek uyguladık ve olumlu sonuçlar aldık. Burke, Ahmet ve Miller (1979), patella tendonunun mediale ve distale transferinin patellofemoral eklemdaki yüklenmeye olan etkilerini araştırmışlardır (2). Quadriseps kuvveti 1780 N olarak tutulmuş ve tuberositas tibia 1.6 cm mediale veya 1 cm distale nakledilmiştir. Tuberositas tibia normal yerinde iken diz büküldüğünde basınç dağılımı aşağıdan yukarıya doğru olan bilinen ilerlemesini göstermiştir. "Artık faset" dizin 120° fleksiyonundan önce basınca maruz kalmamıştır. Tuberositas tibianın 1.6 cm mediale transferi basınç yerleşimde ve büyüklüğünde önemli bir değişiklik oluşturmamıştır. Bu beklenmeyen sonuç muhtemelen tibianın femur üzerinde dışa dönmesi ve azaltılmış Q açısının etkisini giderme veya azaltması yetisine bağlıdır. Tuberositas tibianın distale ve mediale transferi ise basınç yerleşimlerinde transferden önceye göre yukarıya doğru kaymaya neden olmuştur. Distale doğru 1 cm lik yer değiştirmede basınç dağılımı şekli 30 dereceden büyük fleksiyondaki normal dize benzerdir. Aynı şekilde "Artık faset" de daha az flek-

siyon derecelerinde basınca maruz kalmaktadır (2) (Şekil 10).

Buff, Jones ve Hungerford, fleksiyon açısının bir işlevi olarak ortaya çıkan kuadriseps ve patella tendon gerilmelerine 8 kadavra dizisi üzerinde kuadriseps kuvvetini deney makinesinin yüklenme hücresi ile, patella tendon kuvvetini ise yaylı dinamometre ile ölçerek belirlemişlerdir. Kuadriseps tendonu ile patella tendonu arasındaki gerilme oranı ( $F_q/F_p$ ), 70°'lik diz fleksiyonunda 1.55 den, 10°'lik diz fleksiyonunda 0.86'ya değişmiştir. Q-açısının  $\pm 5^\circ$  lik değiştirilmesi ile ekstansiyon yaparken kullanılan kuadriseps gücünde değişiklik gerektirmemiştir. Yazarlar bu çalışmanın  $F_q$  kuvvetinin  $F_p$  kuvvetine eşit olduğunu savunan, Bandi, 1972, Bary, 1979, Ficat ve Hungerford, 1977, Hungerford ve Barry, 1979, Reilly ve Martens, 1972, Schmidt, 1973 gibi yazarların savlarının doğru olmadığını gösterdiğini bildirmişlerdir (1).

Kettelkamp (1981), son 10 yıldan beri patellofemoral eklem ve ekstansor malalignment konularına ilgi, araştırma, yayın ve anlayış düzeyinin arttığını hala yapılacak çok şeyin olduğunu bildirmiştir. Yazara göre malalignment sonucunu doğuran nedenler arasındaki ilişkinin açıklanması ve bunlar için yeni tanı yöntemleri gereklidir. Bunların sonucunda daha özgün koruyucu ve cerrahi tedavi yöntemleri geliştirilecektir (10).

### Kaynaklar

1. Buff HU, Jones LC, Hungerford DS. Experimental determination of forces transmitted through the patellofemoral joint. J Biomechanics, 21: 17-23, 1988.
2. Burke DL, Ahmed AM, Miller J. The effect of patellar tendon transfer on patello-femoral load-bearing characteristics. Proceedings of 25th annual ORS, San Francisco, California, February 20-22, p. 153, 1979.
3. Burstein AH, Wright TM. Part III; Biomechanics, in Surgery of the Knee edited by Insall, JN second edition, Churchill Livingstone, New York, Edinburgh, London, Madrid, Melbourne, Tokyo, p. 43-62, 1993.
4. Cox JS. An evaluation of the Elmslie-Trillat procedure for management of patellar dislocation and subluxations: A preliminary report. Am J Sports Med 4: 72-77, 1976.
5. Debeyre J, Tomeno B. Treatment of axial deviations of the knee joint by means of intercondylar femoral osteotomies. Clin Orthop, 91: 86-94, 1976.
6. Ferguson AB, Brown TD, Fu FH, Rutkowski R.: Relief of patellofemoral contact stress by anterior displacement of the tibial tubercle. J Bone Joint Surg (Am), 61-A: 159-166, 1979.
7. Frankel VH, Nordin M. Basic biomechanics of the skeletal system. Lea & Febiger, Philadelphia, p. 115-148, 1980.
8. Hollinshead WH. Anatomy for surgeons: The back and limbs. Second edition, Harper&Row, Publishers, Inc. 765-767, 1969.
9. Insall JN. Surgery of the knee part I; anatomy Edited by Insall JN. Second Edition, Churchill Livingstone, New York, Edinburgh, London, Madrid, Melbourne, Tokyo, p. 1-20, 1993.
10. Kettelkamp DB. Current concepts review-management of patellar malalignment. J Bone Joint Surg [A], 63-A: 1344-1348, 1981.
11. Maquet PGJ. Biomechanics of the knee. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, p. 56-140, 1976.
12. Müller W. The knee, form, function and ligament reconstruction. Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, pp 15, 77-84, 1983.
13. Scapinelli R. Blood supply of the human patella. J Bone Joint Surg [B], 49-B: 563-570, 1967.
14. Sobotta J, Uhlenhuth E. Atlas of descriptive human anatomy. 7th English edition, Hafner Publishing Comp Inc, New York, p. 116, 1957.

Yazışma adresi:

Doç. Dr. Ahmet Sebik

SSK İzmir Hastanesi

Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği Şefi  
İzmir, Türkiye