



Patellofemoral biyomekanik

Patellofemoral biomechanics

İlhami Kuru, Bahtiyar Haberal, Çağrı Avcı

Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Ankara

Patellofemoral eklem, dizin ekstansiyon mekanizmasında kuadriseps kasının kuvvet kolunu büyüterek ve kas kuvvetinin yönünü değiştirerek dizin stabilitesinde rol oynayan parçalardan biridir. Diz tam fleksiyondan tam ekstansiyona hareketi sırasında diz rotasyon merkezini sürekli değişmesinin nedeni, fleksiyon sırasında femurun tibia üzerinde dönme ve kaymasıdır. Q açısı patellaya etki eden proksimal ve distaldeki gerilme kuvvetleri arasındaki (spina iliyaka anterior superior (SIAS)-patella ortası ve patella ortası-tuberositas tibia arasında ölçülen) açıdır. Normalde bu açı 5-8 derecedir. Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti (PFERK)'ne dizin fleksiyon açısı etki eder. Patella trokleyaya 20 derece fleksiyondan itibaren temas başlar ve temas yüzeyindeki eklem reaksiyon kuvvetini kuadriseps tendonu ve patellar tendondaki kuvvetlerin bileşkesi oluşturur. Vücut ağırlığı nedeniyle daha çok artan gerilme kuvvetlerinin oluşturduğu PFERK'nin oluşturacağı basınç, temas alanındaki artışla giderilmiş olur. Temas alanındaki azalmalar, gerilme kuvvetlerindeki artış ve dizin fleksiyonu basıyı artırmaktadır. Temas alanı ve PFERK'yi değiştiren her türlü sorun basınç değişikliğine yol açacak ve klinik uygulamada ağrı veya daha ileri tablolarla karşımıza çıkacaktır. Vücut ağırlığı, vücut ağırlık merkezinin diz rotasyon merkezine dik uzaklığı ve diz fleksiyon miktarındaki artışlar basıyı artırırken, temas alanı ve patellar tendon moment kolundaki azalışlar basıyı artırır. Diz önü ağrısı ile gelen bir hastada temel sorun patellofemoral basınç artışına neden olacak daha uzaktaki bir sorun olabilir. Aktivite biçimine göre patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti ve patellofemoral temas basıncı değişiklik göstermektedir.

Anahtar sözcükler: Biyomekanik; patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti; patellofemoral eklem; Q açısı.

Patellofemoral joint is one of the parts of knee stabilization, changing the muscle strength direction and expanding the force arm of quadriceps in the mechanism of knee extension. The reason for continuous change of the knee rotation center in the movement of knee from full flexion to full extension, is the rotation and slipping of femur on tibia while flexion. The angle between the proximal and distal tensile forces on patella is (measured between spina iliaca anterior superior (SIAS)-midpatella and midpatella-tuberositas tibia) Q angle. Normally, this angle is 5-8 degrees. Knee flexion angle has an effect on patellofemoral joint reaction force (PFJRF). The patella and trochlea starts to contact after 20 degrees flexion and the joint reaction force on contact area is caused by the resultant force of quadriceps tendon and patellar tendon. The pressure of PFJRF caused by the increase of tensile forces of the body weight may be resolved by increased strength on the contact area. A decrease on the contact area, an increase in the stress forces, and knee flexion increase the pressure. The differences on the contact area and PFJRF may cause a pressure change and this will come up with pain and other advanced conditions in clinical practice. Increased body weight, vertical distance between the center of body weight and the center of knee rotation, and increased knee flexion may increase the pressure, while a decrease on the contact area and patellar tendon moment arm increases the pressure. The basic problem in a patient with anterior knee pain may be another problem causing an increase in patellofemoral pressure. Patellofemoral joint reaction force and patellofemoral contact pressure may vary according to the activity performed.

Key words: Biomechanics; patellofemoral joint reaction force; patellofemoral joint; Q angle.

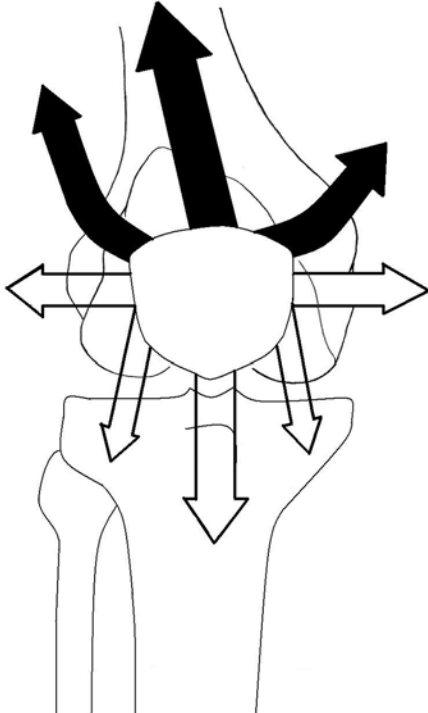
Patellofemoral eklem dizin ekstansiyon mekanizmasında kuadriseps kasının kuvvet kolunu büyüterek (böylece mekanik avantaj sağlayarak)

ve kas kuvvetinin yönünü değiştirerek dizin stabilitesinde önemli rol oynayan parçalardan biridir (Şekil 1).^[1,2] Patellofemoral eklem, biyomekaniği,

kinematiği, hastalıkları ve tedavileri demek yerine, dizin ekstansör mekanizmasının sorunları demek bu nedenle daha doğru olacaktır. Çünkü ayrıca patella ile troklear oluk arasındaki bu hareketli ilişkiden oluşan patellofemoral eklem stabilitesi ve düzgün fonksiyonu da gene dizin ekstansör mekanizmasının diğer kas, bağ ve kemik parçaları tarafından sağlanır. Bütün bunlara ek olarak, patella çevresinde onu etkileyen birçok farklı yöndeki kuvvetin yönleri yine patella proksimal ve distalindeki dizilim bozuklukları ile değişeceğinden, patellofemoral eklem biyomekanik ve kinematik özellikleri diğer alt ekstremite ve gövdenin kemik dizilim bozukluklarından da etkilenir. Örneğin kalçadaki bir anteversiyon sorunu klinikte kendini patellar eğim (tilt) ve ağrı ile gösterebilir.

PATELLAR TENDON MOMENT KOLU

Patella, kuadriseps kası tendonu içinde bir sesamoid kemiktir ve görevi, kuadriseps kasının oluşturduğu kuvveti dizin rotasyon merkezinden uzak tutmak suretiyle ekstansör kuvvet kolunu uzatarak



Şekil 1. Patellaya etki eden birçok kuvvet vardır. Bunlar aktif (koyu renkli oklar, rektus femoris, vastus lateralis ve medialis) ve pasif kuvvetlerdir (açık renkli oklar); retinakulum, patellofemoral bağlar ve patellar bağ. Aktif kuvvetlerin yönü ve kuvvet kolu değiştirilerek tibiaya patella sayesinde ekstansör tork aktarılır.

döndürme etkisinde bir mekanik avantaj sağlamak ve bu kuvvetin yönünü patellar tendon aracılığıyla değiştirmektir. Bu nedenle patellektomi yapılan dizlerde dizin yerçekimine karşı tam ekstansiyonunda yaklaşık %15-30 daha fazla ekstansör kuvvete gereksinim vardır.^[2] Diz tam fleksiyondan tam ekstansiyona hareketi sırasında diz rotasyon merkezi sürekli değiştiğinden (Şekil 2a) patella kuvvet kolundaki değişme nedeniyle dönme etkisine olan katkısı da değişir. Bilindiği gibi moment:

$$M = F \cdot r$$

M = Moment, tork, dönme etkisi, F = Döndürme merkezine dik etkiyen kuvvet, r = Kuvvetin dönme merkezine olan uzaklığı (Moment kolu)

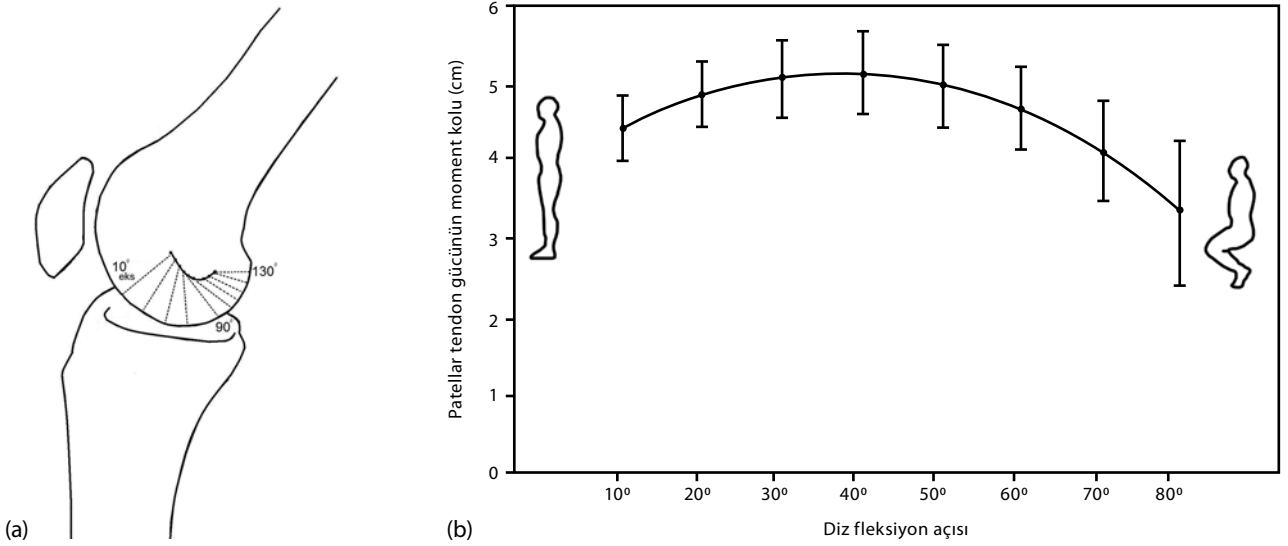
bağıntısı ile hesaplanır. Normal bir dizdeki rotasyon merkezinin dizin fleksiyonu ile yer değiştirmesinin nedeni, fleksiyon sırasında femurun tibia üzerinde dönme ve kaymasıdır. Yerde ayakta duran bir insanda çömelme hareketi ile oluşan diz fleksiyonunda femur tibia üzerinde yuvarlanırken öne doğru kayar ve dize temas ettiği noktaya çizilen dik çizgi üzerinde bulunan rotasyon merkezi de sürekli değişmiş olur. Bu da moment kolunun uzunluğunu sürekli değiştirir. Moment kolu en uzun değerine (≈ 5 cm) 40 derece fleksiyonda ulaşırken, 90 derece fleksiyonda en kısa değerini alır (≈ 2 cm) (Şekil 2b).

PATELLOFEMORAL KİNEMATİK

Patella tam fleksiyondan tam ekstansiyona gelirken proksimal-distal doğrultuda yaklaşık 7 cm yol kat eder. Ön arka planda ise bu yer değiştirme 19 mm kadardır. Fleksiyonla beraber tibiadaki iç rotasyonla patella yaklaşık 7 mm mediale kayar. On bir derece kadar iç rotasyon yapar, yaklaşık 8 derecelik frontal planda dönme olur ve son 20 derece ekstansiyonda laterale doğru kayar (Şekil 3).^[3]

Q AÇISI

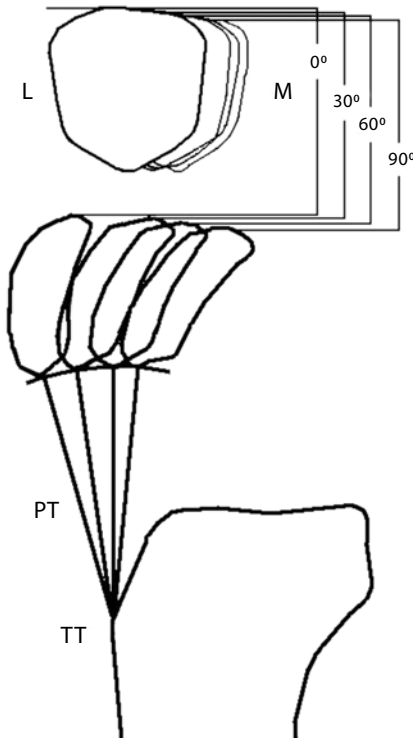
Patellaya etki eden proksimal ve distaldeki gerilme kuvvetleri arasındaki açıdır. Distale doğru ise patellar tendonu oluşturmak suretiyle tibia tüberkülüne yapışır. Patella kuadrisepsin dört başından gelen kuvvetleri ortada toplayarak ve onları en sürtünmesiz biçimde patellar tendon aracılığıyla tibiaya iletir.^[2] Diz ekstansiyonda sırtüstü yatan hastada, kuadriseps kası kastırılarak, spina iliyaka anterior superior (SİAS)-patella ortası ve patella ortası-tuberositas tibia arasında ölçülen açı Q açısıdır (Şekil 4).^[4] Normalde bu açı 5-8 derecedir.^[5] Kadınlarda daha yüksektir.^[6] Üst sınır erkeklerde 12 derece, kadınlarda 15 derecedir ve 20 derecenin üstü patolojik kabul edilir. Diz ekstansiyonda yani



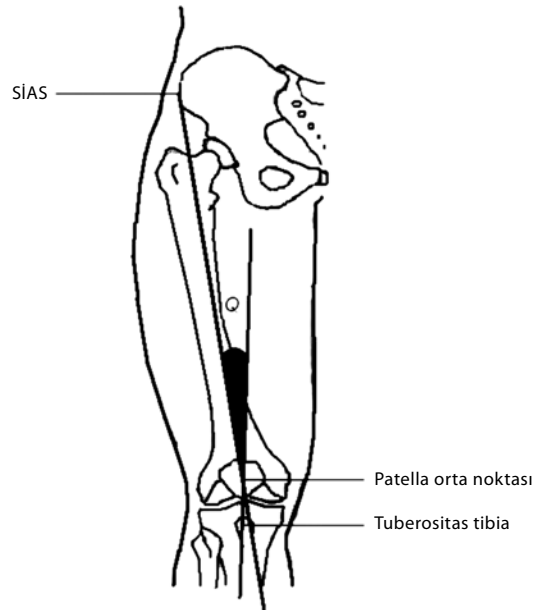
Şekil 2. (a) Dizin rotasyon merkezi dizin fleksiyon ve ekstansiyonu ile değişir. Sonuç olarak kuadriseps kasının döndürme etkisi her açıda farklı olacaktır. **(b)** Rotasyon merkezinin patellar tendona dik uzaklığı çömelme sırasında değişir. Yarı çömelmede (yaklaşık 40 derece fleksiyon) moment kolu en uzun değerine ulaşmaktadır.^[3]

hiçbir patellofemoral temas yok iken kuadriseps kastırıldığında gerilme kuvveti SİAS ve tuberositas tibiayı aynı doğrultuya getirmek isteyeceğinden

patella o kadar laterale doğru kayar, bu da Q açısının büyüklüğüyle orantılıdır. Diz fleksiyona geldikçe ve patellofemoral temas başladıkça tibianın iç rotasyonunu nedeniyle Q açısı azalacak ama tam sıfırlanmayacağı veya medial tarafa geçmeyeceği için patellar tendonda oluşan gerilme kuvvetinin yine laterale doğru bir bileşeni olacaktır. Otuz derece fleksiyon-



Şekil 3. Patella fleksiyon-ekstansiyon hareketi boyunca her üç düzlemde hareket eder. Bu hareketin stabilitesi retinakulum ve bağlarla sağlanır.

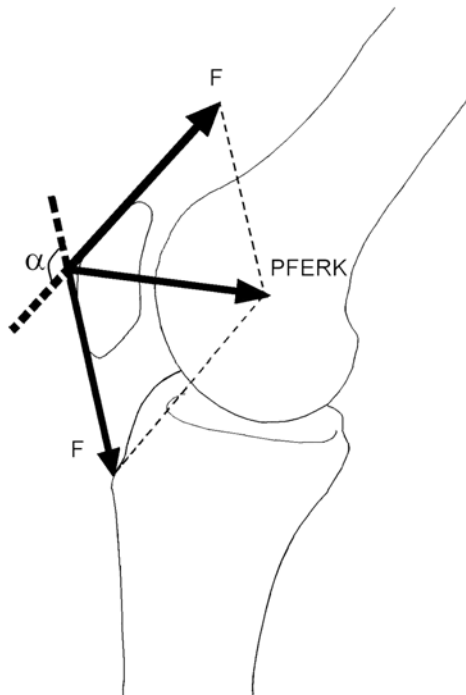


Şekil 4. Patellanın proksimali ve distalindeki kuvvetler arasındaki açı Q açısıdır. Hasta sırtüstü yatarken kuadriseps kastırılarak ölçülür. Diz fleksiyonu ile tibialdaki rotasyon nedeniyle değişir.

da bu açı üst sınırı ortalama 12 derece (erkeklerde 11, kadında 13) olurken 90 derece fleksiyonda 10 derecenin altına iner.^[5] Fakat ilerleyen fleksiyonla sulkusa oturan patella sulkusun derinliği ile stabil kalır. Eğer kemik uyumu yeterli değilse (troklea displazisi gibi) stabilizasyon sadece yumuşak dokular tarafından sağlanmaya çalışılacak ve ileride yarı çıkık (subluxation) gelişecektir.^[5] Sulkus derinliği uygun olan fakat Q açısı fazla olan hastalarda ise lateral taraftaki eklem reaksiyon kuvveti daha yüksek olacaktır.

PATELLOFEMORAL EKLEM REAKSİYON KUVVETİ (PFERK)

Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti büyüklüğü sadece kuadriseps kasının kasılma gücüne bağlı değildir. Dizin fleksiyon açısı da bu kuvvetin büyüklüğüne etki eder.^[3] Patella dizin tam ekstansiyondan 20 derece fleksiyonuna kadar trokleyaya temas etmediği için kuadriseps tendonu ve patellar tendondaki gerilme kuvveti aynıdır. Yirmi derece fleksiyondan itibaren temas başlar ve temas yüzeyindeki eklem reaksiyon kuvvetini kuadriseps tendonu ve patellar tendondaki gerilme kuvvetlerinin bileşkesi oluşturur. Temas başladıktan sonra bu iki gerilme kuvveti birbirlerine eşit olmamalarına rağmen pratikte patellofemoral temas yüzeyinde sürtünmesiz bir hareket olduğu düşünülerek eşit kabul edilir. Bilindiği gibi birbirine eşit ve



Şekil 5. Aralarında alfa (α) açısı bulunan eşit iki kuvvetin bileşkesi. Bu kuvvet patellayı femura doğru bastıran eklem reaksiyon kuvvetidir.

aralarında alfa (α) açısı bulunan iki kuvvetin bileşkesi şu formülle hesaplanır.

$$PFERK = 2F \cos \alpha/2$$

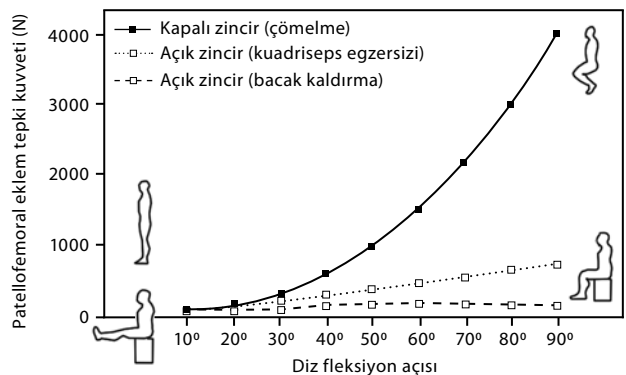
F: Patellar ve kuadriseps tendon gerilme kuvveti

α : Her iki kuvvet arasındaki açı (Şekil 5).^[7]

Alfa açısı dizin fleksiyonuyla değişir. Tam ekstansiyondaki (0 derece fleksiyon) bir dizde yaklaşık 150 derece olan bu açı diz 90 derece fleksiyona geldiğinde yaklaşık 100 derece olur. Dizin fleksiyonu ile giderek azalan bu açıdaki değişim de yine birçok faktöre bağlı olarak değişir. Patellar tendonun tibiaya yapışma açısı, patella alta ve baja ve dizdeki çarpaz bağ instabiliteleri dizin fleksiyonu ile α açısında değişiklikler oluşturur. Fakat normal dizlerde α açısı dizin fleksiyonu arttıkça azalır. Açı azaldıkça $\cos \alpha/2$ çarpanı da bire doğru yaklaşır yani giderek artar. Bu kuvvetlerin oluşturduğu reaksiyon kuvveti, patellofemoral eklemdeki temas alanı yeri ve büyüklüğü dizin hareketi ile değiştiğinden temas alanındaki birim alana düşen kuvvet ya da basınç da değişiklik gösterir. Normal hızda bir yürümede oluşan ≈ 9 derecelik fleksiyon PFERK'nin vücut ağırlığının yaklaşık yarısı kadar olmasına neden olur. Merdiven inerken ve çıkarken oluşan 60 derecelik fleksiyonla PFERK vücut ağırlığının 3.3 katına, yarı çömelmede (90 derece fleksiyon) 6.5 katına, tam çömelmede (130 derece fleksiyon) 7.8 katına çıkmaktadır (Şekil 6).

PATELLOFEMORAL EKLEM TEMAS ALANI

Toplam patellar yüzey 12-13 cm²'dir. Çoğunlukla patellofemoral temas yaklaşık 20 derece fleksiyonda başlar. Daha erken veya daha geç başlıyor olması patellar tendonun uzunluğu ile değişir: patella alta, patella baja.^[2] Basınca dayalı filmlerle yapılan



Şekil 6. Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti dizin fleksiyonu ve yapılan harekete göre değişiklik gösterir. Çömelme, kuadriseps egzersizi (≈ 1 kg ağırlıkla) ve düz bacak kaldırma sırasında bu kuvvetin fleksiyon açısıyla değişimi görülmektedir.

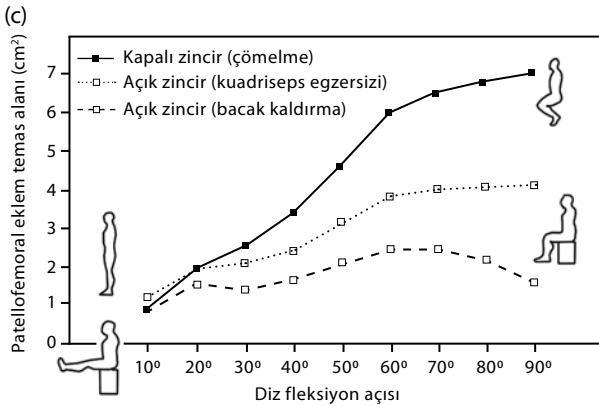
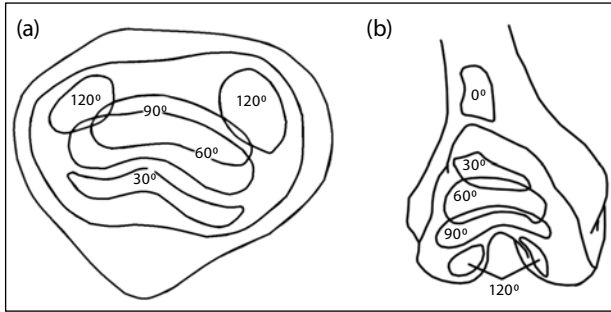
çalışmalarda 20 derece fleksiyondayken 2.6 cm^2 lik temas alanı dizin fleksiyonu ile daha distale doğru kayar ve yaklaşık olarak 90 derecede en yüksek değerine (4.1 cm^2) ulaşır.^[2] Yüz yirmi derece fleksiyonda bu değer yaklaşık olarak 3.4 cm^2 'ye iner ve patellar tendon teması başlar (Şekil 7). Patellofemoral eklemdaki temas alanının büyüklüğünde ve değişiminde aktivite biçimi de etkilidir. Çömelme esnasında (kapalı kinetik zincir) temas alanı miktarı dizin fleksiyonu ile giderek artar ve en yüksek değerine ($\approx 6.5 \text{ cm}^2$) 90 derecede ulaşır. Vücut ağırlığı nedeniyle daha çok artan gerilme kuvvetlerinin oluşturduğu PFERK'nin oluşturacağı basınç temas alanındaki artışla giderilmiş olur. Oysa düz bacak kaldırma (açık kinetik zincir) hareketi sırasında dizin fleksiyonu ile temas alanında yine artış olur fakat en yüksek değerine ($\approx 3.5\text{-}4 \text{ cm}^2$) 90 derece fleksiyonda ulaşır (Şekil 7). Basınç ya da stres birim alana uygulanan kuvvettir ve

$$B = \frac{\text{PFERK}}{A}$$

B= Basınç veya stres

PFERK= Patellofemoral eklemler reaksiyon kuvveti

A= Alan



Şekil 7. Patellofemoral eklemler temas alanları (a) patellar yüzey, (b) femoral yüzey, (c) yüzey büyüklükleri hareket ve fleksiyon ile değişir. Çömelme sırasında çok yükselen eklemler reaksiyon kuvvetinin yarattığı stres temas alanı büyütülerek küçültülmüş olur.^[3]

bağıntısı ile bulunur. Dizin fleksiyonu ile değişen PFERK ve temas alanı dizin fleksiyonu ile değişen bir stres oluşturur. Bağınıtıda PFERK yerine gerilme kuvvetleri ve diz fleksiyonu bakımından değerini koyarsak:

$$B = \frac{2F \cos^{\alpha/2}}{A}$$

bağıntısı elde edilmiş olur. Yani temas alanındaki azalmalar gerilme kuvvetlerindeki artış ve dizin fleksiyonu basıyı artırmaktadır. Sonuç olarak temas alanı ve PFERK'yi değiştiren her türlü sorun basınç değişikliğine yol açacak ve klinikte ağrı veya daha ileri tablolara karşımıza çıkacaktır.^[2] Çömelme ile artan fleksiyonla PFERK artar fakat temas alanındaki artış bu basıyı düşürmeye çalışacaktır.^[2] Yirmi derece fleksiyonda 2 MPa olan bası, 30 derecede 2.4; 60 derecede 4.1 ve 90 derecede 4.4 MPa'dır.^[3] En büyük artış 30 ve 60 dereceler arasında olmakta ve 120 derecede ortalama 3.5 MPa'dır. Yüz yirmi dereceden sonra ortaya çıkan tendofemoral temas basının artmasına engel olur (Şekil 8).^[2]

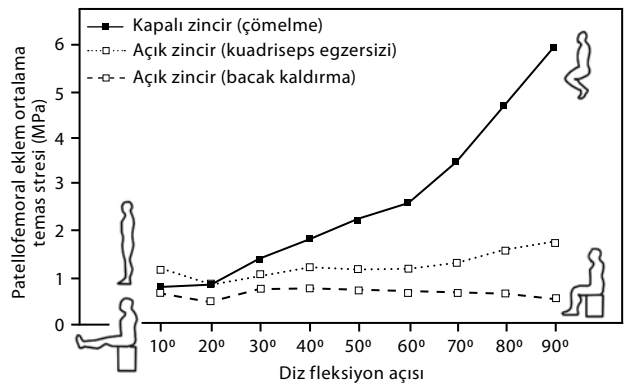
ÇÖMELME BİYOMEKANIĞI

Çömelirken, yürürken veya merdiven çıkarken vücut ağırlığını dengeleyen patellar tendon gerilme kuvvetinin oluşturduğu basıyı ve etki eden faktörleri hesaplamaya çalışalım (Şekil 9). Şekilde görüldüğü gibi tek bacak üzerinde yere basan bir kişinin o andaki dengesi fleksör ve ekstansör momentlerin eşitliği ile sağlanmış olur. Vücut ağırlığı femurda, yer tepki kuvveti de tibiada fleksör moment yaratır. Yani:

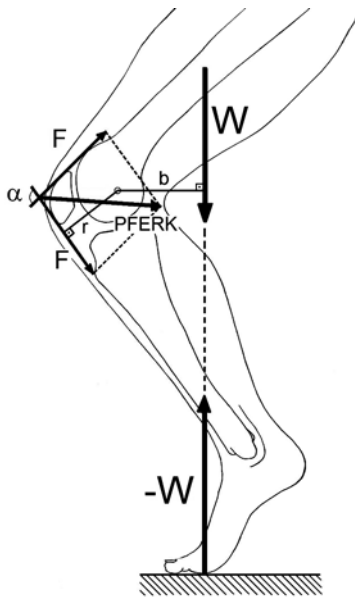
Ekstansör moment = Femur fleksör moment + Tibia fleksör moment

$$F_r = w_b \cdot b + w_t \cdot b$$

F = 2wb/r bulunur.



Şekil 8. Hareketler ve diz fleksiyonuna göre patellofemoral stres değişimi.^[3]



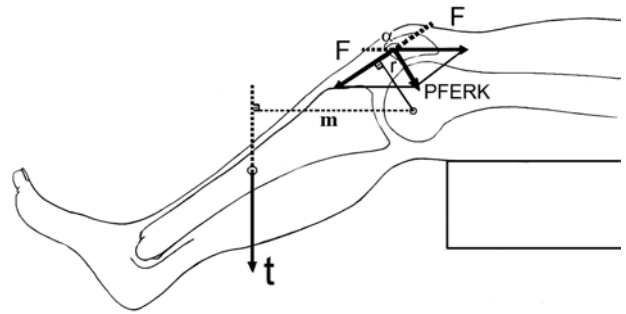
Şekil 9. Yürürken, çömelirken veya merdiven çıkma sırasında tek bacak üzerinde iken patellofemoral eklemdaki basıncın hesaplanması. W: Vücut ağırlığı, yer tepki kuvveti. b: Vücut ağırlık ve yer tepki kuvvetinin diz rotasyon merkezine dik uzaklığı, yani bu kuvvetlerin moment kolu. r: Patellar tendon moment kolu. PFERK: Patellofemoral eklemler reaksiyon kuvveti.

PFERK'yi ve temas alan basıncını hesaplırsak:

$$PFERK = 2 F \cos \alpha / 2$$

$$PFERK = \frac{4wb \cos \alpha / 2}{r} \quad \text{ve} \quad B = \frac{4wb \cos \alpha / 2}{Ar}$$

Buradan da görüldüğü üzere patellofemoral basıncı etkileyen birçok faktör vardır. Çömelme ve merdiven çıkma sırasında diz öne ağırlığı yaklaşması ile gelen hastada bütün bu faktörlerin gözden geçirilmesi gerekir. Vücut ağırlığı (w), vücut ağırlık merkezinin diz rotasyon merkezine dik uzaklığı (b) ve diz fleksiyon miktarındaki artışlar basıncı artırırken, temas alanı ve patellar tendon moment kolundaki azalışlar da basıncı artırır. Sonuç olarak vücut ağırlığındaki artış (kilo alma, ağırlık taşıma, hızlı yürümler, koşma) bir diz öne ağırlığı nedeni olabilir. Aynı şekilde lumbal, sakral sorunlar ile diz ve ayak bileği fleksiyon deformiteleri de 'b'yi artırarak basınç artışına neden olabilir. Günlük yaşamdaki yapılan hareketlerin ve alışkanlıkların da (alçak yerlere oturma, yerde oturma, bağdaş kurma vb.) fleksiyon derecesini artırarak basınç artışına neden olacağı açıktır. Patellar tendon moment kolundaki kısalma da basınç artışına neden olacaktır. Örneğin hamstring kısıllığı, ayak bileği dorsifleksörlerinin zayıflığı ve gastroknemiusun göreceli baskınlığı, arka çapraz bağ rüptürleri, kuadriseps zayıflığı "r"nin azalması



Şekil 10. Düz bacak kaldırma biyomekaniği. t: Tibianın ağırlığı; m: Tibianın ağırlık merkezinin diz rotasyon merkezine dik uzaklığı; F: Patellar tendon gerilme kuvveti; r: Patellar tendon moment kolu.

üzerinden patellofemoral basınç artışına neden olur. Patellofemoral temas alanındaki azalma da basınç artışına neden olur. Bu gruptaki en önemli sorunlar dizilim sorunlarıdır. Femoral anteversiyon, tibial dış rotasyon,^[8] genu valgum, genu varum, pes planovalgus, lateral kondil hipoplazisi, patella alta, patellar yarı çıkık bu grupta sayılabilir. Sonuç olarak diz öne ağırlığı ile gelen bir hastada temel sorun patellofemoral basınç artışına neden olacak daha uzaktaki bir sorun olabilir.^[9]

DÜZ BACAK KALDIRMA BİYOMEKANIĞI

Düz bacak kaldırma sırasında patellofemoral basıncın nasıl olacağını hesaplayalım (Şekil 10). Aynı şekilde herhangi bir aşamada fleksör ve ekstansör momentlerin eşit olması gerekir:

$$\text{Fleksör moment} = \text{Ekstansör moment} \quad \text{ise} \quad t \cdot m = F \cdot r$$

$$\text{Bu durumda} \quad PFERK = \frac{2tm \cos \alpha / 2}{r} \quad \text{ve} \quad B = \frac{2tm \cos \alpha / 2}{Ar}$$

bağıntıları elde edilmiş olur.

Son 20 derece ekstansiyondan tam ekstansiyona doğru patellofemoral temas ortadan kalkacağı için gerilme kuvvetinde ani bir artış meydana gelir. Bu nedenle patellar tendon ve kuadriseps tendonu ilgilendiren, örneğin, patellar tendonun greft olarak kullanıldığı ön çapraz bağ rekonstrüksiyonları gibi, sorunlarda düz bacak kaldırma zararlı olabilir.

Sonuç olarak, aktivite biçimine göre patellofemoral eklemler reaksiyon kuvveti ve patellofemoral temas basıncı değişiklik göstermektedir. Bunun yanında dizin ekstansör mekanizmasının biyomekaniğini bilmek patolojilerini ve kliniğe yansımalarını görmede oldukça faydalı olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Göncü K. Alt ekstremite kinezyolojik özellikleri. In: Beyazova M, Gökçe-Kutsal Y, editörler. Fiziksel tıp ve rehabilitasyon.

- Cilt 1. Ankara: Güneş Kitapevi; 2000. s. 427-43.
2. Aglietti P, Giron F, Cuomo P. Disorders of patellofemoral joint. In: Scott WN editor. Surgery of the knee. New York: Churchill Livingstone; 2006 p. 807-936.
 3. Mow VC, Flatyow EL, Ateshian GA, Biomechanics. In: Buckwalter JA, Einhorn TA, Simon SR editors. Orthopaedic Basic Science. 2nd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2000. p. 133-80
 4. Post WR, Fulkerson JP. Surgery of the patellofemoral joint: Indications, effects, results and recommendations. In: Scott WN, editor. Surgery of the knee. New York: Churchill Livingstone; 2006. p. 1045-85.
 5. Akgün I. Patellofemoral hastalıklar. In: Tandoğan RN, Alpaslan AM editor. Diz cerrahisi. Ankara: Haberal Eğitim Vakfı; 1999. s. 215-42.
 6. Mihalko WM, Boachie-Adjei Y, Spang JT, Fulkerson JP, Arendt EA, Saleh KJ. Controversies and techniques in the surgical management of patellofemoral arthritis. Instr Course Lect 2008;57:365-80.
 7. Tümer ST. Biyomekaniğe giriş: Mekaniğin temel prensipleri. In: Beyazova M, Gökçe-Kutsal Y, editörler. Fiziksel tıp ve rehabilitasyon. Cilt 1. Ankara: Güneş Kitapevi; 2000. s. 83-137.
 8. 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;38:463-9.
 9. Peterson L, Renström P. Sports injuries: Their prevention and treatment. 3rd ed. Gillingham: Martin Dunitz Ltd; 2001.