



Kalça eklemi biyomekaniği ve artroplasti uygulamaları

Hip joint biomechanics and arthroplasty procedures

Ayberk Önal, Turhan Özler, Melih Güven

Yeditepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, İstanbul

Kalça eklemi çok yönlü hareketliliğe sahip olmakla birlikte oldukça stabil bir eklemdir. Çeşitli aktiviteler sırasında aşırı yüklenmelere rağmen stabilitesini koruyabilmesi birbiri ile uyum içinde çalışan kemikler, kaslar, ligamanlar ve kırık doku varlığıyla mümkündür. Kalça patolojilerinin artroplasti ile tedavisinde de var olan uyumun korunması veya bozulmuş uyumun düzeltilmesi sonuçlar açısından oldukça önemlidir. Bu makalede kalça eklem biyomekaniğinin ve artroplasti uygulamaları sonrası oluşan değişikliklerin değerlendirilmesini amaçladık.

Anahtar sözcükler: kalça eklemi; artroplasti, replasman, kalça; biyomekanik

Hip joint has multidirectional mobility as well as being quite stable. Bones, muscles, ligaments and cartilage which work with a harmony are essential to maintain stability of the hip during excessive loadings at various activities. Preserving the existing or correcting the disrupted harmony in the treatment of hip pathologies by arthroplasty is very important for achieving positive results. In this article, we aimed to evaluate hip joint biomechanics and related changes after arthroplasty procedures.

Key words: hip joint; arthroplasty, replacement, hip; biomechanics

Kalça eklemi ile ilgili patolojilerin doğru tanısı ve tedavisi ancak kalça biyomekaniğinin iyi anlaşılması ile mümkün olabilir. Gövdenin yükünü alt ekstremiteye aktaran kalça eklemi üç farklı eksenle hareketliliğe (abdüksiyon-addüksiyon, fleksiyon-ekstansiyon, iç-dış rotasyon) sahiptir. Statik ve dinamik yüklenmeler esnasında kalça eklemi stabilizasyonu translasyonu engel olan sferik eklem yapısı, hareketlerin son noktalarını sınırlayan ligamanlar ve aynı zamanda hareketi de sağlayan kaslar tarafından korunur. Kalça eklemine oluşturan statik ve dinamik komponentlerin uyum içerisinde çalışması ile bipedal yürüme sağlanır.^[1,2]

FONKSİYONEL ANATOMİ VE KİNEMATİK

Kalça eklemine gelişimi gebeliğin 8. haftasında başlar ve 16-18 yaşa kadar devam eder. Bu süreç boyunca fizyolojik gelişim femur başının asetabulumdaki konsantrik yerleşimine bağlıdır.^[3] Femur başı ile asetabulum arasındaki yüksek geometrik uyumluluk ve

asetabulumun derinliği kalça eklemine farklı eksenlerde geniş hareketlilik kazandırırken oldukça da stabil olmasını sağlar. Kalça eklem stabilitesini sağlayan asetabulumun derinlik aynı zamanda kalça hareketlerinin de kısıtlayıcıdır. Kalça eklemi; ileride değinilecek olan asetabulum ve femoral anteversiyon değerlerine, ligaman ve kemik yapılarına göre değişiklik göstermekle birlikte yaklaşık olarak 120° fleksiyon, 10° ekstansiyon, 45° abdüksiyon, 25° addüksiyon, 15° iç rotasyon ve 35° dış rotasyon hareket genişliğine sahiptir.

Proksimal femurun trabeküler yapısı gerici (tensil) ve sıkıştırıcı (kompresif) yükleri aktaran ve birbiri ile 60°'lik açı yapan üç kemerden oluşur. Femur boynu medial ve lateral kortekslerinin distale doğru kalınlaşması da bu yüklenmelere yönelik gelişen adaptasyonun sonucudur.^[4,5]

Asetabulumun ve femurun eklem yüzleri kalça ekleminden geçen yüklerin transferini sağlayan, iyi organize olmuş hiyalin kırık doku tabakalarından oluşur.^[6,7] Tip II kollajen içeren ve suyu kırık doku içine hapseden

hidrofilik glikozaminoglikanlardan zengin kıkırdak yapısı yüklerin eklem boyunca yayılmasını sağlar. Kıkırdak yapının en kalın olduğu yerler asetabulumda ventrokranial, femur başında ise ventrolateral bölgelerdir.^[8]

Asetabulumu çevreleyen ve transvers ligamanla devamlılık gösteren fibrokartilajenöz labrum, kalça eklem yüzeyinin %22'sini oluştururken asetabulum hacmini de %33 oranında arttırır.^[9] Labrum şok emici elastik yapısı sayesinde kalça hareketlerinin son noktalarında kemik-kemik temasını engeller ve kalça eklemine minör travmalardan korur. Transvers ligamanla birlikte kalça eklemine çepeçevre saran labrum eklem içi hidrostatik basıncı arttırarak sinoviyal yağlanmayı (lubrikasyon) ve distraksiyona karşı direnci sağlar.^[10]

Kalça eklemine dinamik stabilitesini sağlayan bir diğer yapı ise kapsül-ligaman kompleksidir. Anterior inferior iliak çıkıntı ile intertrokanterik bölge ön tarafı arasında uzanan medial iliofemoral ligaman (Bigelow ligamanı) kalça ekstansiyonu ve dış rotasyonunu kısıtlarken erek postürün sağlanmasına yardımcı olur. Asetabulum iskiyal kenarından başlayan ve iliofemoral ligaman boyunca uzanıp femur boynu posterioruna yapışan iskiyfemoral ligaman iç rotasyonu ve fleksiyon sırasında addüksiyonu sınırlar. Posterior kapsüle yapışık femoral arkuat ligaman ve anterior kapsüle yapışık pubofemoral ligaman ise eklem hareketlerinin son noktalarında kapsül gerilmesine yol açarak stabilizeye katkıda bulunurlar.^[11-13]

BİYOMEKANİK

Kalça biyomekaniği ilk kez 1917 yılında John Koch tarafından modellendikten sonra yıllar boyunca teknolojik gelişmelerin ışığında tekrar tekrar ele alınmış ve konu ile ilgili bilgi birikimi zenginleşmiştir. 1887 yılında Culmann tarafından tanımlanan femur boynu *Fairbairn* vinci analogisini kabul eden Koch, yaptığı kadavra çalışmasında, vücut ağırlığı ve abduktor adelerin kuvvet kollarının arasında 2:1 oranının olduğunu ve yürüme döngüsünün tek ayak basma fazında abduktor adelerin vücudun diğer tarafa devrilmesini engelleyebilmek için vücut ağırlığının iki katı kadar güç sarf etmesi gerektiğini bildirmiştir.^[14] Femura etki eden yüklenmeleri de tanımlayan Koch, yaptığı modellemede femur boynu inferioru, femur shaftı medial korteksi ve femur distalinde sıkıştırıcı (kompresif) kuvvetlerin; femur boynu superioru ve femur shaftı lateralinde ise gerici (tensil) kuvvetlerin etkili olduğunu vurgulamıştır. Ancak femur shaftı lateralinde distalde gerici (tensil) kuvvetlerin sıkıştırıcı (kompresif) kuvvetlere dönüşümünü açıklayamamıştır.

Koch tarafından yapılan çalışmayı 55 yıl sonra tekrarlayan Rybicki ve ark.^[14] femura binen yükleri basit

aksiyel yüklenme, abduktor adeler varlığında aksiyel yüklenme ve abduktor adeler ve iliotibial bant varlığında aksiyel yüklenme modellerinde incelemiştir. Yaptıkları çalışmada, femur lateraline uygulanmış gergi bantı etkisi yapan iliotibial bant varlığında femur shaftı lateralindeki gerici (tensil) kuvvetlerin sıkıştırıcı (kompresif) kuvvetlere dönüştüğünü ve statik stabilizatör iliotibial bant varlığında abduktor adelerin sarf etmesi gereken gücün hesaplanandan daha az olduğunu göstermişlerdir.^[14,15]

Koronal planda kalça eklemine ilgilendiren kuvvetler ve kuvvet kolları Şekil 1'de gösterilmiştir. Yürüme döngüsünün tek ayak basma fazında kalça eklemine ro-tasyonel kuvvetlerin toplamı sıfır (0) olmalıdır:

$$VA \times b = Abd \times a$$

Bu eşitlikten yola çıkılarak abduktor adesten uygulanması gereken kuvvet ve kalça eklemine etki eden kuvvetler toplamı (Eklem reaksiyon kuvveti, ERK) şu şekilde formülize edilir:

$$Abd = VA \times b / a$$

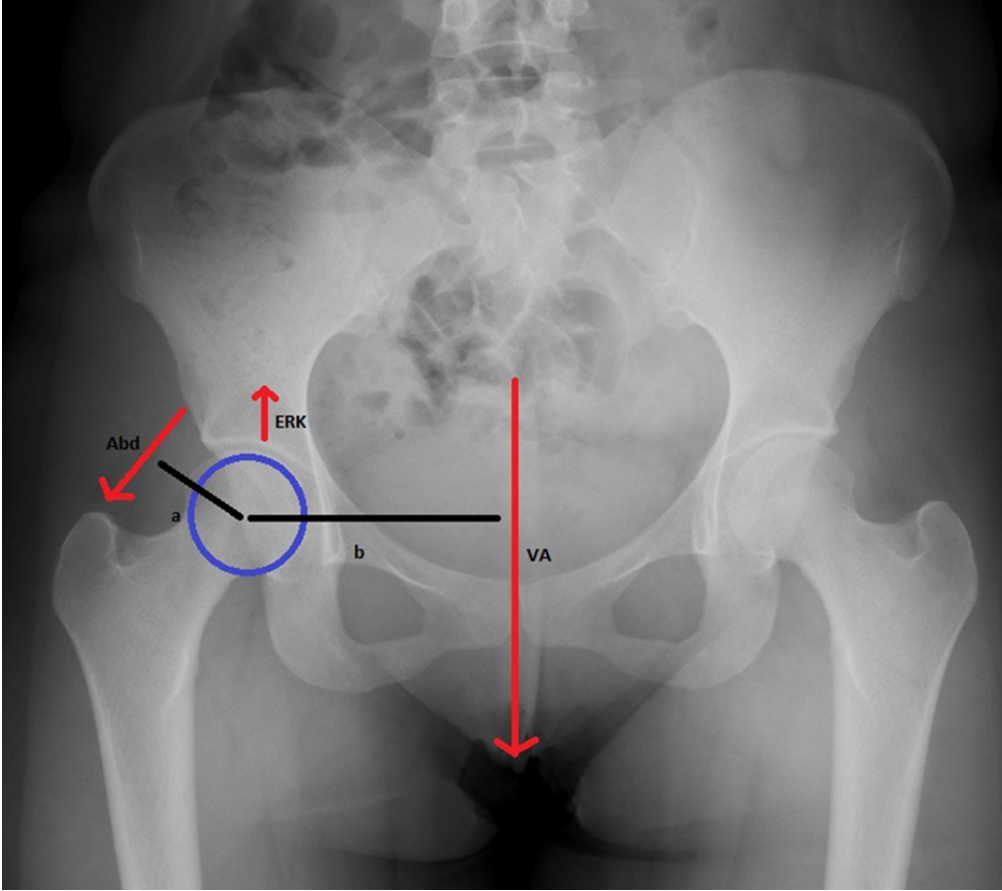
$$ERK = Abd + VA$$

Kalça eklemi artrozunda ağrının azaltılması, eklem reaksiyon kuvvetinin azaltılması ile mümkün olur. Bunu sağlamak için vücut ağırlığının azaltılması veya vücut ağırlığı moment kolunun kısaltılması gerekir. Kalça ağrısı çeken hastaların ilgili bacağın tek ayak basma fazında vücudu koronal planda aynı tarafa doğru yatırmaları, vücut ağırlığını eklemeye yaklaştırarak vücut ağırlığı moment kolunu kısaltmaları ve böylece eklem reaksiyon kuvvetini azaltmaları *Trendelenburg* yürüyüşü şeklinde karşımıza çıkar.

ARTROPLASTİ SONRASI KALÇA EKLEM BİYOMEKANİĞİ

Çeşitli sebeplerden dolayı gelişen kalça eklemi artrozunun tedavisi ortopedik cerrahinin ilk zamanlarından beri ilgi çekici bir konu olmuştur. Günümüzdeki ortopedi pratiğinde ağır ve/veya deformiteye yol açan kalça artrozunun tedavisinde son durak olan total kalça artroplastisinin kısa ve uzun dönem başarısı, oluşturulan yapay eklem biyomekaniğinin uygunluğuna bağlıdır. Artroz gelişmeden önce normal anatomide olan kalçalarda eklemleşmeyi mümkün olduğunca eski orjinal yapısına çevirmek, yumuşak dokuların gerginliğini de hastalık öncesi haline getirmek gerekir. Kalça eklemi anatomisindeki bozukluğa ikincil gelişen artrozlarda ise eklemleşmeyi uygun hale getirmek ve yumuşak dokuların ideal gerginliklerini sağlamak daha zordur.

Asetabulumun pelviste doğru yerleşimi kalça eklemine stabilizasyonu ve kalça hareketleri açısından



Şekil 1. Tek ayak basma fazında kalça eklemindeki yüklenmeler (VA, vücut ağırlığı; b, vücut ağırlığı moment kolu; Abd, abduktör adeleler tarafından uygulanan moment; a, abduktör moment kolu; ERK, eklem reaksiyon kuvveti).

önemlidir. Asetabulum koronal planda 45° açı ile inferiora yönelim gösterirken (inklinasyon), aksiyel planda yönelimi (anteversiyon) bireyler arasında değişiklik sergiler. Fakat transvers asetabular ligaman ve kalça anteversiyonu paralelliği cerrahi sırasında doğru anteversiyonun sağlanmasına yardımcı olur.^[16,17] Asetabuler komponentin anteversiyonunun yetersiz olması posterior girişimle yapılan kalça artroplastisi uygulamalarında posterior yapıların yetersizliği de mevcutsa çıkık riskini artırır.

Femoral komponente ait üç ana değişken kalça artroplastisi biyomekaniği etkiler. Bunlar:

- femoral anteversiyon,
- femoral ofset ve
- baş-boyun oranıdır.

Femoral anteversiyon

Femur boyununun femoral şafta göre yaptığı anterior rotasyon değeridir. Uygun anteversiyon femur

boyunun asetabulum ön duvarına dayanmadan yeterli fleksiyon ve iç rotasyon hareketinin yapılmasını sağlar. Ancak anteversiyon artışının femoral ofseti kısaltacağı da unutulmamalıdır.

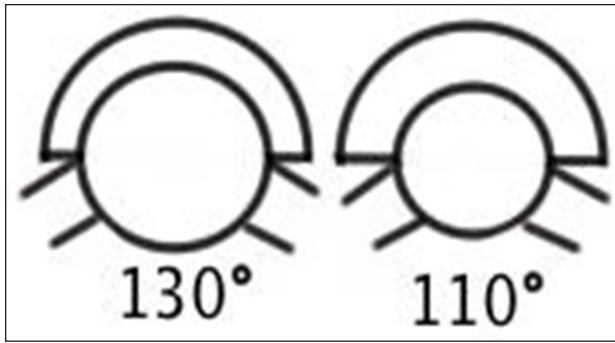
Femoral ofset

Femur başı rotasyon merkezi ile femoral şaft arasında yatay eksenindeki mesafedir ve abduktör mekanizmasının kuvvet kolu olması nedeniyle önemlidir. Operasyon öncesi planlama yapılarak uygun femoral ofset değerlendirilmelidir. Eklem anatomisi fizyolojik olan hastalarda orijinal ofseti korumak gerekirken, gelişimsel kalça displazisine ikincil gelişen artrozlarda asetabular komponentin gerçek asetabulumuna yerleştirilmesi, abduktör kuvvet kolunu arttırarak normal kalça biyomekaniğinin sağlanmasına yardımcı olur. Yüksek ofsetli femoral stem kullanımının femur boynunda göreceli varus yaratacağı ve femoral stemde artmış bükülme kuvveti nedeniyle erken gevşemeye yol açabileceği de akılda tutulmalıdır.

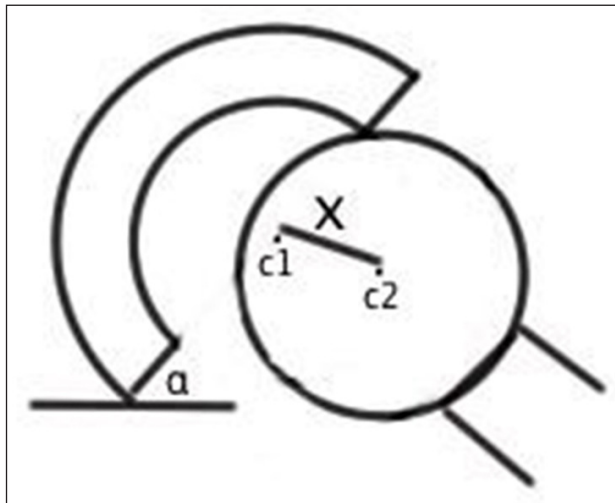
Baş-boyun oranı

Femur başı ile femur boynu çevreleri arasındaki orandır. Baş-boyun oranının artması eklemleşmenin stabilitesini arttırırken aynı zamanda hareket genişliğinin de artmasını sağlar (Şekil 2). Eklem için femoral başın katetmesi gereken mesafe (atlama mesafesi, AM) femur başının büyümesi ile artar (Şekil 3). Eklemleşmede femoral başın büyümesini sınırlayan faktörler, sırasıyla, asetabuler komponent genişliği ve kullanılan eklemleşmeye göre değişen et kalınlığıdır. 45° inklinasyonla yerleştirilmiş hemisferik bir asetabuler komponentte AM eklemleşmenin yarıçapının 0,77'si kadarken, 65° inklinasyonda 0,44'üne düşer.^[18]

Kalça eklem artrozuna yönelik uygulanacak total kalça artroplastisi girişimlerinde kalça eklemine ait temel biyomekanik özelliklerin ve cerrahi uygulama sırasında asetabulum ve femur proksimaline yerleştirilecek olan komponentlerin yaratabileceği farklılıkların cerrah tarafından göz önünde bulundurulması gerekir.



Şekil 2. Baş boyun oranının artması kalça eklemine hareket genişliğini arttırır.



Şekil 3. Atlama mesafesi (AM); femur başının belirli bir inklinasyonda yerleştirilmiş asetabuler komponentten çıkması için kat etmesi gereken mesafedir (c1, eklemleşme merkezi; c2, femur başı merkezi; α , inklinasyon açısı; X, atlama mesafesi).

KAYNAKLAR

1. Harding L, Barbe M, Shepard K, Marks A, Ajai R, Lardiere J, Sweringa H. Posterior-anterior glide of the femoral head in the acetabulum: a cadaver study. *J Orthop Sports Phys Ther* 2003;33(3):118-25.
2. Simon SR, Alaranta H, Ann K-N, Cosgarea A, Fischer R, Frazier J. Kinesiology. In: Buckwalter JA, Einhorn TA, Simon SR, eds. *Orthopaedic basic science. Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 2nd ed. Philadelphia: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2000. p. 741-2.
3. Ponseti IV. Growth and development of the acetabulum in the normal child. *Anatomical, histological and roentgenographic studies*. *J Bone Joint Surg Am* 1978; 60(5):575-85.
4. Pidaparti RM, Turner CH. Cancellous bone architecture: advantages of non orthogonal trabecular alignment under multidirectional joint loading. *J Biomech* 1997;30(9):979-83.
5. Rydell N. Biomechanics of the hip-joint. *Clin Orthop Relat Res* 1973;(92):6-15.
6. Bellucci G, Seedhom BB. Mechanical behaviour of articular cartilage under tensile cyclic load. *Rheumatology (Oxford)* 2001;40(12):1337-45.
7. Teshima R, Otsuka T, Takasu N, Yamagata N, Yamamoto K. Structure of the most superficial layer of articular cartilage. *J Bone Joint Surg Br* 1995;77(3):460-4.
8. Kurrat HJ, Oberländer W. The thickness of the cartilage in the hip joint. *J Anat* 1978;126(Pt 1):145-55.
9. Konrath GA, Hamel AJ, Olson SA, Bay B, Sharkey NA. The role of the acetabular labrum and the transverse acetabular ligament in load transmission in the hip. *J Bone Joint Surg Am* 1998;80(12):1781-8.
10. Crawford MJ, Dy CJ, Alexander JW, Thompson M, Schroder SJ, Vega CE, Patel RV, Miller AR, McCarthy JC, Lowe WR, Noble PC. The 2007 Frank Stinchfield Award. The biomechanics of the hip labrum and the stability of the hip. *Clin Orthop Relat Res* 2007;465:16-22.
11. Fuss FK, Bacher A. New aspects of the morphology and function of the human hip joint ligaments. *Am J Anat* 1991;192(1):1-13.
12. Hewitt JD, Glisson RR, Guilak F, Vail TP. The mechanical properties of the human hip capsule ligaments. *J Arthroplasty* 2002;17(1):82-9.
13. Martin HD, Savage A, Braly BA, Palmer IJ, Beall DP, Kelly B. The function of the hip capsular ligaments: a quantitative report. *Arthroscopy* 2008;24(2):188-95. [CrossRef](#)
14. Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB Jr. On the mathematical analysis of stress in the human femur. *J Biomech* 1972;5(2):203-15.
15. Krebs DE, Robbins CE, Lavine L, Mann RW. Hip biomechanics during gait. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;28(1):51-9.
16. Murray DW. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg Br* 1993;75(2):228-32.
17. Archbold HA, Mockford B, Molloy D, McConway J, Ogonda L, Beverland D. The transverse acetabular ligament: an aid to orientation of the acetabular component during primary total hip replacement: a preliminary study of 1000 cases investigating postoperative stability. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88(7):883-6.
18. Soriali E, Lazennec JY, Khiami F, Catonné Y. Mathematical evaluation of jumping distance in total hip arthroplasty: influence of abduction angle, femoral head offset, and head diameter. *Acta Orthop* 2009;80(3):277-82. [CrossRef](#)