

Kalça Biyomekaniği

BIOMECHANICS OF THE HIP

Birkan SONEL*

* Uz.Dr., Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon AD, ANKARA

Özet

Kalça eklemi vücudun en büyük ve en stabil eklemlerindedir. Kalçadaki bozukluklar kemik ve kartilajda yük dağılımında değişikliğe neden olur. Bu derlemede normal ve dejeneratif artritli kalça eklemının biyomekaniği tartışılacaktır.

Anahtar Kelimeler: Kalça, Biyomekanik

T Klin FTR 2001, 1:209-218

Summary

The hip is one of the largest and most stable joint in the body. It also has a large range of motion. Derangements of the hip can produce altered stress distributions in the cartilage and bone. In this review biomechanical characteristics of normal and degenerative arthritis of the hip joint were discussed.

Key Words: Hip, Biomechanics

T Klin J PM & R 2001, 1:209-218

Anatomi ve Fizyoloji (1-4)

Kalça eklemi lokomotor sistemin statik ve dinamik fizyolojisinde önemli yeri olan bir eklemdir. Özellikle yük taşıma ve ambulasyondan sorumludur. Kalça eklemi gördüğü fonksiyon nedeniyle insan vücudundaki eklemler arasında kaslardan en fazla etkilenenidir. Diz eklemının aksine intrinsek bir stabilitesi vardır. Kalça eklemi top-yuva tipi bir eklem olup yuvarlak olan femur başının konkav bir kap şeklinde olan asetabulum ile eklemleşmesinden oluşur. Gevşek bir eklem kapsülü vardır; güçlü, büyük kaslarla çevrelenmiştir. Eklem bu yapısı; oturmak, kalkmak, yürümek gibi günlük yaşam aktiviteleri için gereken geniş hareket açıklığına izin verir.

ASETABULUM: Eklemın konkav bölümüdür. ilium, iskiüm, pubisin birleşmesiyle

Geliş Tarihi: 12.11.2001

Yazışma Adresi: Dr.Birkan SONEL

Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi
Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon AD,
ANKARA

oluşur. Laterale doğru kalınlaşan artiküler kartilajla örtülüdür. Labrum adı verilen fibrokartilaj halkası asetabulumu derinlik kazandırır. Negatif basınç oluşturarak femur başını kuvvetle tutar. Öyleki kapsül açıldığında bile femur başını dışarı çıkarmak kolay değildir. Asetabulumun taban kısmı zayıf olmasına karşılık üst kısmında kuvvetli bir kemik dokusu vardır. Ayakta durur pozisyondayken yük asetabulumun üst kısmından femura doğru, oturur pozisyonda ise postero-inferiordan iskiadik çentige iletilir.

Kapsülün belirli bölgelerinde oluşan kalınlaşmalar bağları oluşturur. Bu bağlar stabilitede rol oynarlar. Bunlar: 1. İliofemoral bağ, 2. Pubofemoral bağ, 3. İskiofemoral bağlardır.

İliofemoral ligament kalça ekstansiyonunu ve femurun kendi etrafında rotasyonunu kısıtlar. Ayakta dik olarak durulduğunda yerçekimi çizgisi kalça eklemının arkasından geçmektedir. Bundan dolayı pelvis arkaya doğru rotasyon yapar. işte bu rotasyona iliofemoral bağ karşı koyar. Böylece erekt postürde gereken kas kontraksiyonunu azaltır.

Pubofemoral ligament ekstansiyon, dış rotasyon, kalça abduksiyonunu kısıtlar. İskiofemoral lig-

ament diğerlerinden daha arkada lokalizedir, iç rotasyonu kısıtlar.

FEMUR BAŞI: Eklemde konveks yapısıdır. Femur başını örten eklem kartilajı medio-sentral yüzeyde en kalındır, periferde doğru gittikçe inceler. Femur başı kadınlarda daha küçüktür. Bu durum kadın kalça eklemine daha büyük bir stres oluşmasına neden olur. Labrum, eklemdeki kuvveti azaltmada ve yüklenmeye bağlı bozuklukların oluşmasını veya başlamasını geciktirmede rol oynar.

FEMUR BOYNU: Femur boyununun, shaftı ile iki önemli açısal ilişkisi vardır.

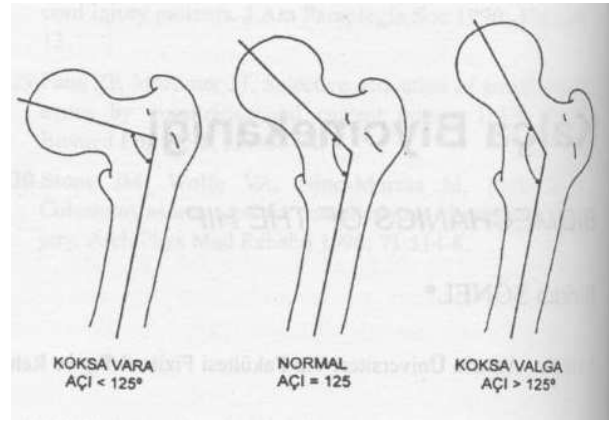
1. Frontal planda femur boynu ile shaftının inklinasyon açısı (boyun-shaft açısı, kollodiyafizer açısı)

2. Transvers planda inklinasyon açısı (anteversiyon açısı)

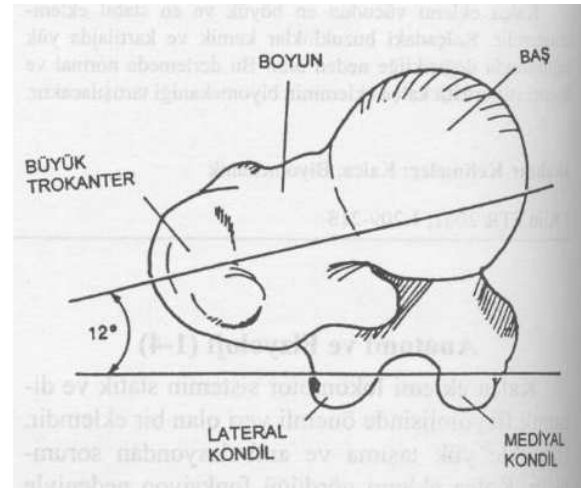
İNKLINASYON AÇISI: Bu açı ile kalça eklemine kuvveti ve hareketi arttırılır ve gelen kuvvet daha fazla alana yayılır. Çocuklukta ortalama 160° derece, çoğu erişkinde ise bu açı yaklaşık 125° . Ancak $90-135^\circ$ arasında değişiklik gösterir. Açı 125° 'den fazla olursa koksa valga, 125° 'de daha küçük olursa koksa vara oluşur. Abduksiyon yaptırılan kasların bu açı üstüne etkisi önemlidir. Erken çağda abduktör kaslar az çalışırsa koksa valga, tersine çok çalışırsa koksa vara gelişir (Şekil 1).

ANTEVERSİYON AÇISI: Femur kondillerinin transvers aksisi ve femur başının uzun ekseninin projeksiyonu şeklinde oluşur. Yetişkinlerde bu açı ortalama 12° kadardır (Şekil 2). Ancak çok değişiklik gösterir. Açı 12° den büyük olduğunda femur başının bir kısmı örtülemez ve yürüme sırasında femur başını asetabulumda tutmak için bacak internal rotasyona gider. Açı 12° 'den küçük olduğunda (retroversiyon) bacak yürürken eksternal rotasyona gider. Çocuklarda bu iki durum oldukça yaygındır. Ancak büyüdükçe kaybolur.

Normal kalça eklemine ön-arka grafisinde asetabulumun subkondral bölgesindeki kemik yoğunluğunda artış görülür. Bu bölge gerçek yük taşıma yüzeyini gösterir. Yüzeyin üç boyutlu anatomik yapısı eğimli semilunar şekilde olmasına karşın, grafide bir çember parçası, yay gibi görüntü verir. Normal kalça yük taşıma yüzeyinin lateral ve medial kenarlarını birleştiren çizgi yatay düzlemde yer alır. Ön-arka grafide yük taşıma yüzeyinden



Şekil 1. Kalça eklemine inklinasyon açısı



Şekil 2. Kalça eklemine anteversiyon açısı

yukarıya doğru uzanan iki trabeküler yapı gözlenir (Şekil 3). Biri asetabulumun inferomedialinden başlayıp spina iliaca anterior superiora doğru uzanır. Diğer ise asetabulumun lateral dudağından, sakroiliak eklemine posterosuperomedialine doğru uzanır. Bu iki arkın birleşmesiyle kum saatine benzer kemerli bir yapı oluşur. Normal bir kalça eklemine kemerli yapının tepe noktası, ile femur başının rotasyon merkezini birleştiren çizgi, yük taşıma yüzeyinin bulunduğu yatay düzlemde hem diktir hem de orta noktasından geçer.

Eğer femur başı rotasyon merkezi ile yük taşıma yüzeyinin medial ve lateral kenarlarını birleştirilirse küresel bir dilim oluşur. Bu dilim femur başının yük altında kalan kısmını gösterir. Yürüme siklusunun değişik fazlarında femur başının yük altında kaldığı anatomik segmentler değişiklik gösterir.

terir. Birim yükte %243 oranında değişkenlik olmaktadır. Bombelli, normal kalçada dahi böyle bir değişikliğin aktif bir insanda osteoartroz gelişimi için yeterli olduğunu varsaymaktadır (5).

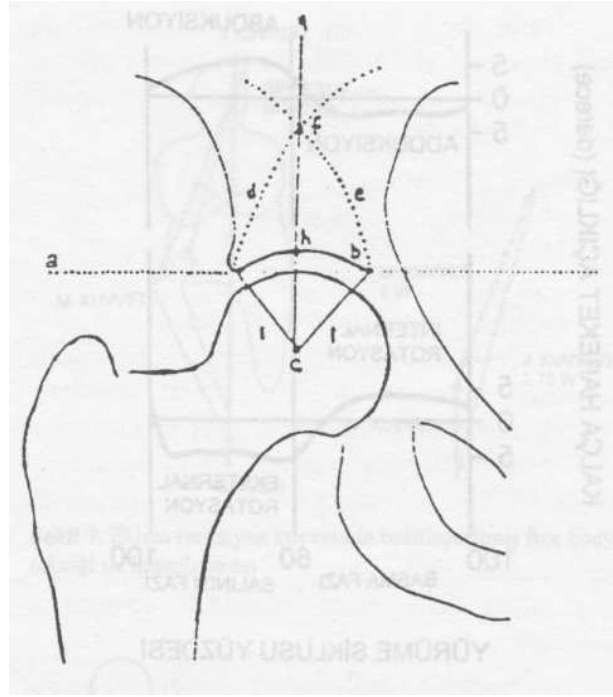
Kalça eklemi pelvik kuşaktan bağımsız hareket eder fakat pelvik tiltle tamamlanır. Omuz ekleminde farklı olarak pelvik kuşakta sağ tarafın soldan bağımsız olarak hareket etmesi imkansızdır. Dik pozisyonda pelvisin üst ve alt açıklıklarının horizontalle yaptığı açılar üstte 50-60° altta 15°dir. Bu açılar PELVİSİN İNKLİNASYONU olarak adlandırılır.

Kalça Ekleminin Kinematığı (1)

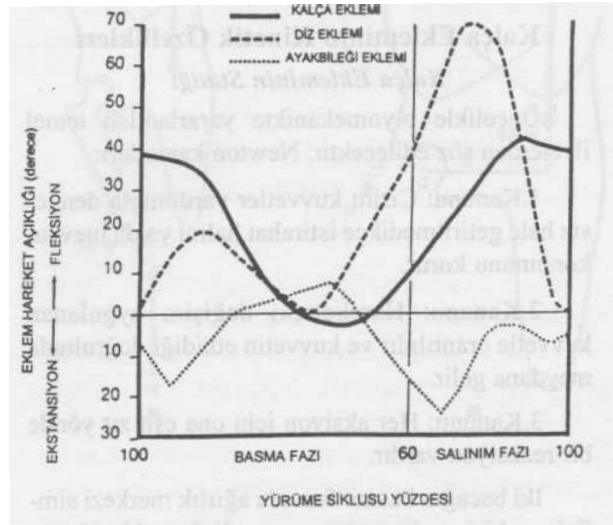
Kalça ekleminin hareketleri

Üç planda da hareketi vardır. Sagittal plandaki hareket genişliği en fazladır. 140° fleksiyon, 15° ekstansiyon hareketi yapar. Frontal planda 30° abduksiyon, 25° adduksiyon, Transvers planda kalça fleksiyondayken 70° iç rotasyon, 90° dış rotasyon hareketi yapar. Kalça ekstansiyondayken yumuşak dokuların kısıtlaması nedeniyle rotasyon değerleri daha azdır. Yapılan çalışmalarda kalça ekleminin hareket genişliği tüm planlarda elektrogonyometrik olarak ölçülmüştür. Sagittal plandaki ölçümler geç salınım fazı sırasında, eklemin maksimum fleksiyona geldiğini göstermiştir. Basma fazının başında vücut öne hareket etmişken, eklem ekstansiyona gelir. Topuğu kaldırırken ekstansiyon maksimumuna ulaşır. Eklem salınım fazı sırasında fleksiyona geçer ve 35-40° lik maksimum fleksiyona tekrar ulaşır (Şekil 4).

Frontal ve transvers planda abduksiyon salınım fazında oluşur. Baş parmağın yerden kalkmasından hemen sonra maksimuma ulaşır; topuk vurmada adduksiyona döner ve geç basma fazına kadar devam eder (Şekil 5). Salınım fazı boyunca kalça eklemi dış rotasyondadır. Topuk vurmada hemen önce ise iç rotasyondadır. Geç basma fazına kadar iç rotasyonda kalır (Şekil 5). Otuzüç erkekle yapılan bir çalışmada (6) normal değerler frontal planda 12°, transvers planda 13° olarak bulunmuş, yine bu çalışmada bazı günlük yaşam aktiviteleri sırasındaki kalça eklem hareket açıklığı değerleri elektrogonyometrik olarak ölçülmüş; sagittal planda en geniş hareket ayakkabı bağlama sırasında, ikinci olarak yerden birşey almak için çömelme sırasında olduğu ölçülmüş. Frontal ve transvers plandaysa; çömelme ve karşı tarafın ayakkabısını



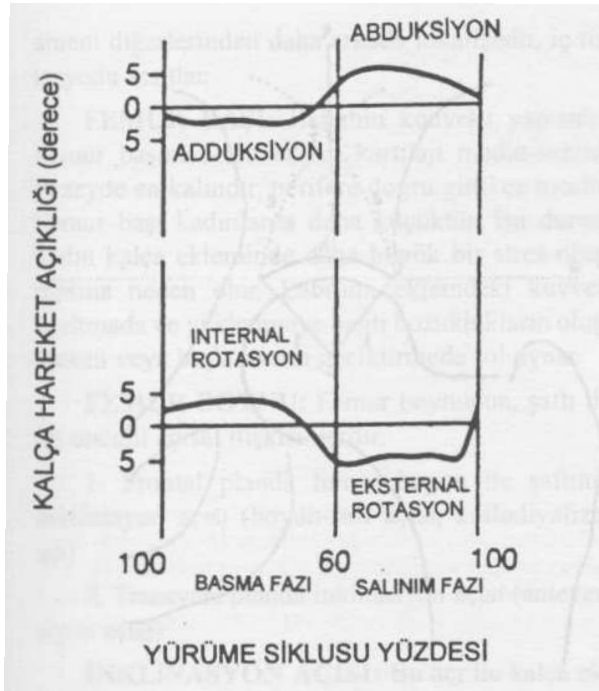
Şekil 3. Kalça ekleminin gerçek yük taşıma yüzeyi



Şekil 4. Alt ekstremitte eklemlerinde kinematik değişiklikler

bağlama sırasında hesaplanmış. Yapılan çalışmalar sonucunda; günlük yaşam aktiviteleri için enaz 120° lik fleksiyon, 20° lik abduksiyon ve dış rotasyon hareketi gerektiği belirtilmektedir.

Patolojik bir kalçadaki bozuklukların anlaşılabilmesi için öncelikle normal kalçadaki biyomekanik kuvvetlerin etkisini bilmek gerekir.



Şekil 5. Kalça eklemine kinematiki

Kalça Eklemine Kinetik Özellikleri

Kalça Eklemine Statiği

Öncelikle biyomekanikte yararlanılan temel ilkelerden söz edilecektir. Newton kanunları:

1.Kanunu: Cisim kuvvetler yardımıyla denge-siz hale getirilmedikçe istirahat halini ya da mevcut konumunu korur.

2.Kanunu: Hareketteki değişim uygulanan kuvvetle orantılıdır ve kuvvetin etkidiği doğrultuda meydana gelir.

3.Kanunu: Her aksiyon için ona eşit zıt yönde bir reaksiyon vardır.

İki bacağın basma fazında ağırlık merkezi sim-fizis pubisin arkasından geçer. Kalça eklemi stabilken eklem kapsülü ve kapsüler ligamentlerin stabilizasyonu ile kas gücüne ihtiyaç olmaksızın erek postür sağlanır. Kas aktivitesi olmayınca eklem reaksiyon kuvvetini hesaplamak kolaylaşır. Pauwel's e göre ayakta dururken, statik konumda her iki kalçaya eşit yük gelir. Tek kalçaya binen yük gövde ağırlığının yarısı kadardır. Her bir alt ekstremitte vücut ağırlığının 1/6'ı olduğundan her bir kalça eklemine reaksiyon kuvveti kalan 4/6'nın yarısı veya vücut ağırlığının 1/3'ü olacaktır (1,3,7).

Kişi bir bacağı kaldırdığında ağırlık merkezi üç planda da kayar. Kalça eklemi çevresinde oluşan momentlere kas kuvvetleri ile karşı koyulur, bu durumda eklem reaksiyon kuvveti artar. Örneğin; sol bacak kaldırdığında, sol alt tarafın ağırlığı gövde ağırlığına eklenir. Normalde gövdenin tam ortasından geçen ağırlık merkezi sola kayar. Dengeyi sağlamak amacıyla abduktör kaslar karşı kuvvet ortaya koyarlar. Sağdaki femur başına gelen yük iki kuvvetin toplamına eşittir. (Şekil 6).

Momentlerin ve eklem reaksiyon kuvvetindeki artışın büyüklüğü:

-Üst ekstremiteler ve ağırlık taşımayan bacağın pozisyonu,

-Omurganın postürü ve

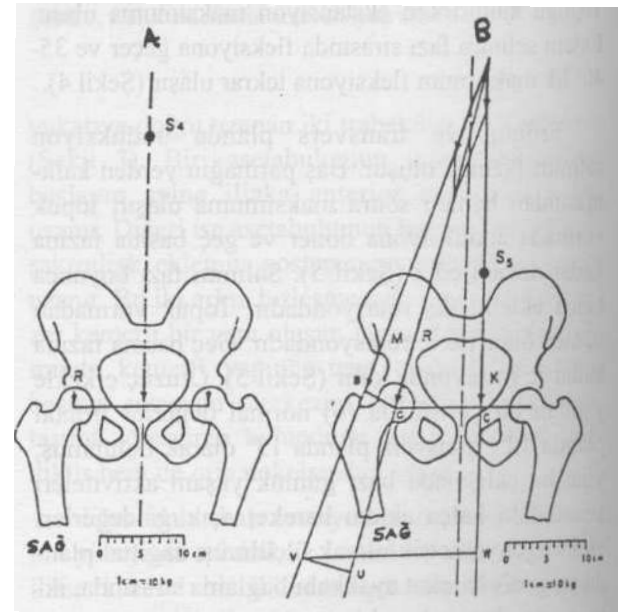
-Pelvisin inklinasyonuna bağlıdır.

Ağırlık merkezinin kayması, yerçekimi kuvvetinin kaldıraç kolundaki artış, kalça eklemine momentlerin değerini ve dolayısıyla eklem reaksiyon kuvvetini etkiler. Gövde kalça eklemi üzerinde eğildiğinde yerçekimi kuvvetlerinin kaldıraç kolu ve eklem reaksiyon kuvveti minimize edilir (1,3).

Eklem reaksiyon kuvvetinin hesaplanması (1): 2 metod anlatılacaktır.

1. Basitleştirilmiş free body tekniği:

Tek bacak yere basarken nötral pozisyonlu pelviste frontal planda femur başını etkileyen ek-



Şekil 6. A. Her iki ayak yere basarken kalça eklemine eşit yük dağılır, B. Sol alt ekstremitte yerden kaldırıldığında ağırlık merkezi sola doğru kayar.

lem reaksiyon kuvvetini ölçmek için, yere basan ekstremité free body olarak kabul edilir free body diyagram çizilir (Şekil 7). Free body'e 3 kuvvet etkir:

1. Yer reaksiyon kuvveti (W)
2. Eklem reaksiyon kuvveti (J)
3. Abduktör kas kuvveti (M)

Yer reaksiyon kuvveti vücut ağırlığının 5/6'ına eşittir. Uygulama çizgisi ve noktası bilinir.

Abduktör kas kuvveti: uygulama noktası röntgende kasın insersiyonundan tahmin edilir ancak değeri bilinmemektedir. Çünkü kalça abduksiyonunu birkaç kas yaptırır. Gluteus medius dışındaki kaslar hesaba katılmamaktadır. Benno Kummer modern metodlara dayandırarak yaptığı kalça biyomekaniği ile ilgili çalışmasında Pauwels'in teorisinin halan geçerli olduğunu ancak % 30 kadar etkisi olan iliotibial traktusun da hesaplara katılması gerektiğini göstermiştir (8).

Eklem reaksiyon kuvveti: Uygulama noktası femur başı yüzeyindedir.

2. Matematiksel metod:

Femur başındaki eklem reaksiyon kuvveti hesaplanacaktır.

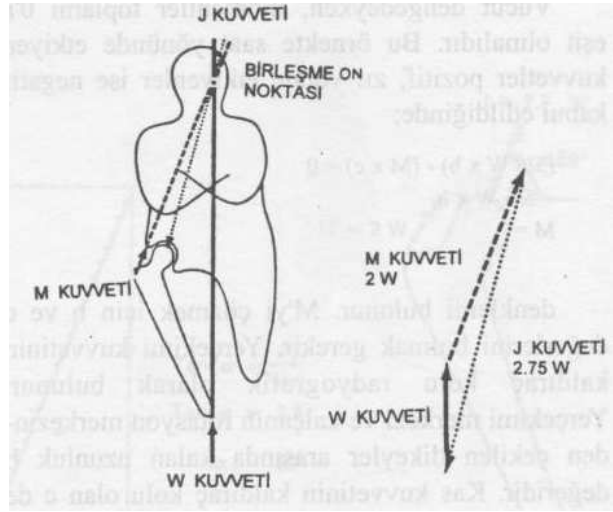
Vücut dengedeysen (momentler toplamı ve kuvvetler toplamı 0'a eşit) yer reaksiyon kuvveti, vücudun yerçekimi kuvvetine eşittir. Yer reaksiyon kuvveti, yere basan bacağın yerçekimi kuvveti (vücut ağırlığının 1/6'ı) ve kalan kuvvet (5/6) olarak iki parçaya ayrılabilir. İkinci aşamada; vücut kalça ekleminden iki free body'e ayrılır. Bu free bodyler üzerine etkiyen kuvvetler ve momentler belirlenir. Üst free body 1. olarak kabul edilir. Stabilite için iki momente ihtiyaç vardır. Vücut ağırlığından oluşan moment (vücut ağırlığının 5/6'ına eşit), abduktör kas kuvvetinden oluşan momente eşit olmalıdır (Şekil 8).

Vücut ağırlığı ile oluşan kuvvet (W), kalça rotasyon merkezinden (Q) b kadar uzaklıkta etkir. Oluşan moment ;

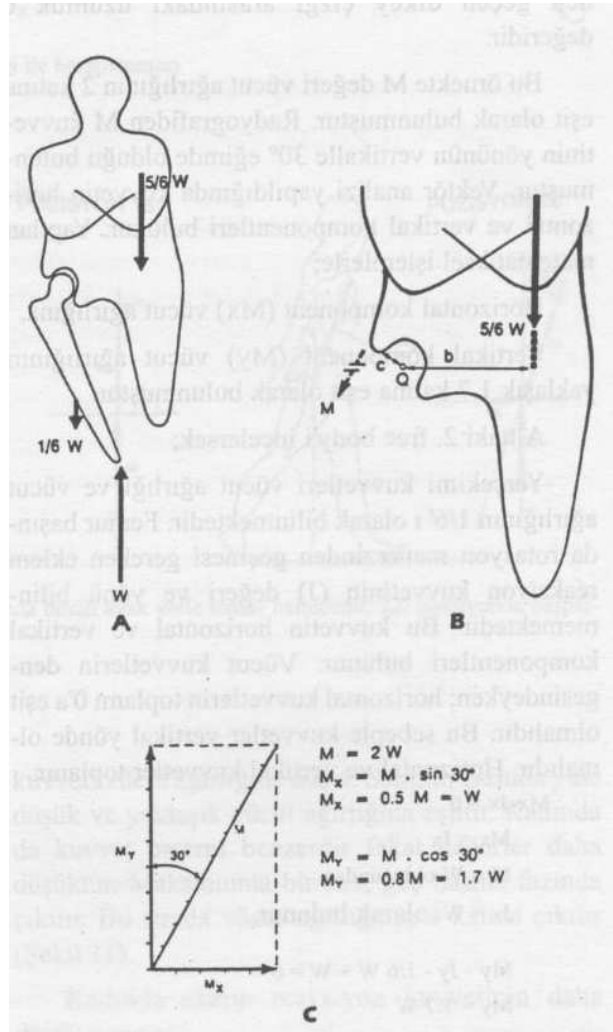
$5/6$ vücut ağırlığı x b' e eşittir.

Ana abduktör kas kabul edilen m. gluteus mediustan oluşan kuvvet (M), rotasyon merkezinden c kadar bir uzaklıkta etki yapar. Oluşan moment:

$M \times c$ 'ye eşittir.



Şekil 7. Eklem reaksiyon kuvvetinin basitleştirilmiş free body tekniği ile hesaplanması



Şekil 8. Eklem reaksiyon kuvvetinin basitleştirilmiş free body tekniği ile hesaplanması

Vücut dengedeysen, momentler toplamı 0'a eşit olmalıdır. Bu örnekte saat yönünde etkiyen kuvvetler pozitif, zıt yönde etkiyenler ise negatif kabul edildiğinde;

$$(5/6 W \times b) - (M \times c) = 0$$

$$5/6 W \times b$$

$$M =$$

$$c$$

denklemini bulunur. M'yi çözmek için b ve c değerlerini bulmak gerekir. Yerçekimi kuvvetinin kaldıraç kolu radyografik olarak bulunur. Yerçekimi merkezi ve kalçanın rotasyon merkezinden çekilen dikeyler arasında kalan uzunluk b değeridir. Kas kuvvetinin kaldıraç kolu olan c de aynı şekilde bulunur. Röntgende gluteus mediusun tendonundan çizilen dikey ile rotasyon merkezinden geçen dikey çizgi arasındaki uzunluk c değeridir.

Bu örnekte M değeri vücut ağırlığının 2 katına eşit olarak bulunmuştur. Radyografiden M kuvvetinin yönünün vertikal 30° eğimde olduğu bulunmuştur. Vektör analizi yapıldığında kuvvetin horizontal ve vertikal komponentleri bulunur. Yapılan matematiksel işlemlerle;

Horizontal komponent (Mx) vücut ağırlığına,

Vertikal komponent (My) vücut ağırlığının yaklaşık 1.7 katına eşit olarak bulunmuştur.

Alttaki 2. free body'i incelersek;

Yerçekimi kuvvetleri vücut ağırlığı ve vücut ağırlığının 1/6' ı olarak bilinmektedir. Femur başında rotasyon merkezinden geçmesi gereken eklem reaksiyon kuvvetinin (J) değeri ve yönü bilinmemektedir. Bu kuvvetin horizontal ve vertikal komponentleri bulunur. Vücut kuvvetlerin dengesindeysen; horizontal kuvvetlerin toplamı 0'a eşit olmalıdır. Bu sebeple kuvvetler vertikal yönde olmalıdır. Horizontal ve vertikal kuvvetler toplanır.

$$M_x - J_x = 0$$

$$M_x = J_x$$

$$M = W \text{ olduğundan}$$

$$J_x = W \text{ olarak bulunur.}$$

$$M_y - J_y - 1/6 W + W = 0$$

$$M_y = 1.7 W$$

$$J_y = 1.7 W + 5/6 W$$

$$J_y = 2.5 W \text{ olarak bulunur.}$$

Eklem reaksiyon kuvvetinin değeri vektörlerin toplamı ile bulunur. Yine yapılan matematiksel işlemlerle tek bacak yere basarken femur başı üstündeki eklem reaksiyon kuvvetinin vücut ağırlığının 2.7 katına eşit olduğu bulunmuştur. Yönü ise yataydan 69° dir (Şekil 9). Femur başındaki eklem reaksiyon kuvvetinin büyüklüğünü etkileyen ana faktör, abduktör kas kuvveti kaldıraç kolunun (c değeri), yerçekimi kuvveti kaldıraç koluna oranıdır. Oran küçük olursa reaksiyon kuvveti büyük olur. Koksa valgada olduğu gibi abduktör kasın kaldıraç kolundaki kısıklık oranın küçük olmasına bu da eklem reaksiyon kuvvetinin büyük olmasına neden olur. Total kalça protezi sırasında büyük trokanterden laterale doğru yapılan yer değiştirme bu kuvvette azalmaya neden olur.

Prostetik kapın asetabulumda daha derin olarak yerleştirilmesi yerçekimi kuvveti kaldıraç kolunu azaltır, böylece oranın artması nedeniyle eklem reaksiyon kuvveti azalır.

Kalça Eklemine Dinamiği (1,9)

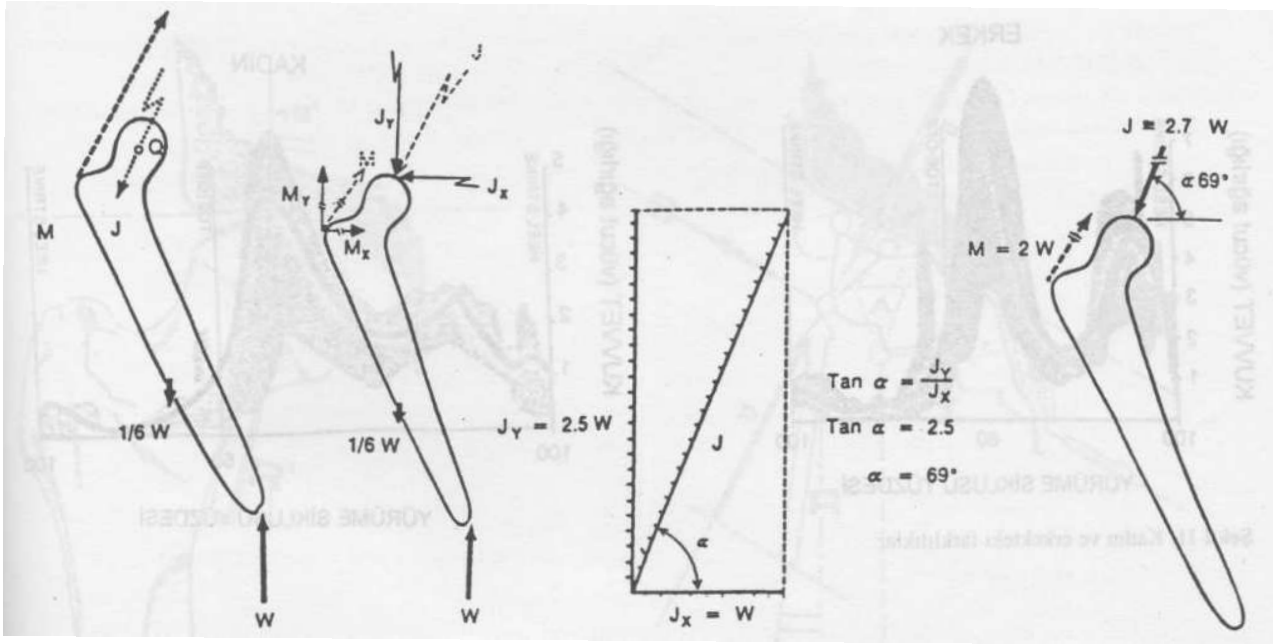
Fischer bir insanın düz bir zeminde yürürken 31 değişik pozisyonun olduğunu göstermiştir. Sağ ve sol kalçanın tam olarak yere kuvvet verdiği fazda (basma fazı) 11 değişik pozisyon bulunduğunu belirtmiştir. Bu faz 12'den 22'e kadar olan pozisyonları içerir. Fischer'in çalışmasında 12., 26., 22. pozisyonlar temel alınmıştır (Şekil 10). 12. pozisyonda topuk yere temas halindedir (topuk vurma-heel strike), 16. pozisyonda bütün ayak yerle temas halindedir (ayak basma-foot the ground), 22. pozisyonda başparmak yeri terkeder (toe off)

Pauwels'a göre kalçaya vücut ağırlığından dolayı binen kuvvet K, abduktör kas kontraksiyonuyla oluşan M kuvveti vardır. Bunların bileşkesine R kuvveti denir ve femur başının merkezinden (CR) geçer. Bileşke kuvvet R'e karşı her pozisyonda R1 kuvveti oluşur. R1'in vertikal komponenti P, horizontal komponenti Q kuvvetleridir. Q kuvveti femur başını asetabulumda doğru iter (7).

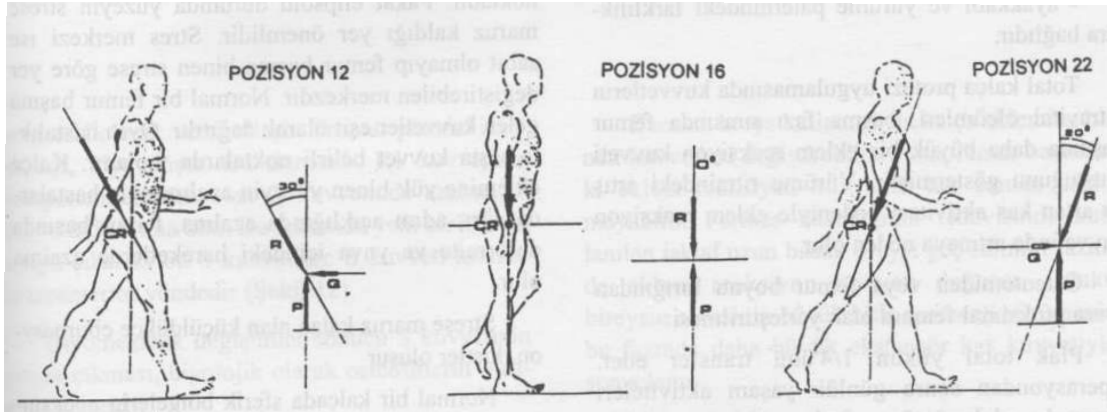
12. pozisyonda R kuvveti inferolateroanterior yöndedir.

16. pozisyonda R kuvveti vertikokranial yöndedir.

22. pozisyonda R kuvveti kaudolateroposterior yöndedir.



Şekil 9. Eklem reaksiyon kuvvetinin basitleştirilmiş free body tekniği ile hesaplanması



Şekil 10. 12. pozisyonda topuk yerle temas halindedir, 16. pozisyonda bütün ayak yerle temas halindedir, 22. pozisyonda başparmak yeri terkeder.

Erkeklerde, abduktör kaslar pelvisi stabilize etmek için kasıldığında, basma fazında 2 pik kuvvet oluşur:

1. Topuk vurmadan hemen sonra oluşan ve vücut ağırlığının yaklaşık 4 katı değerindeki pik

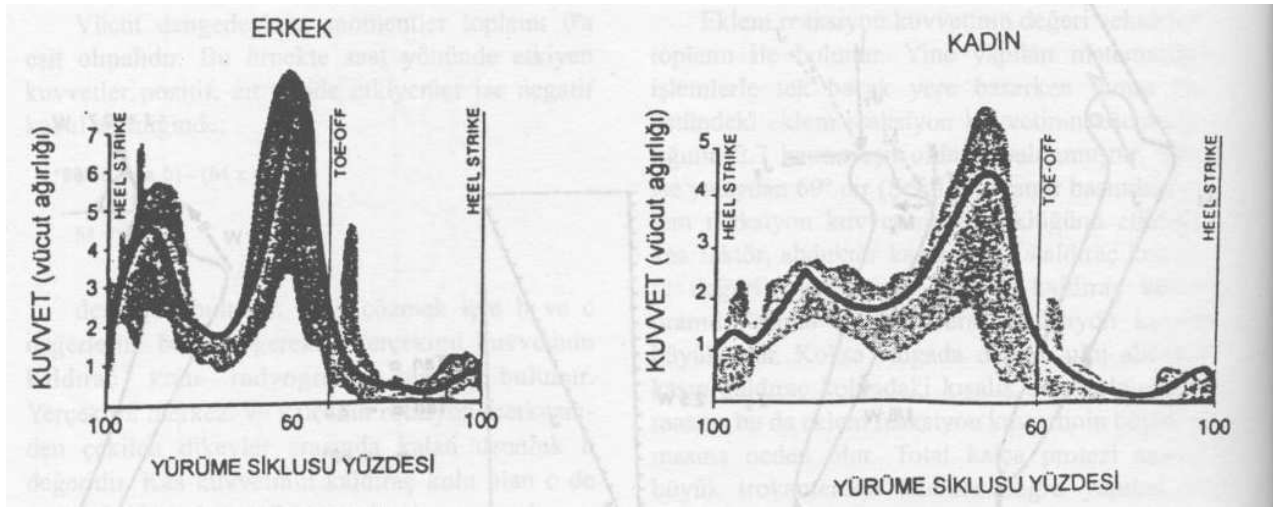
2. Başparmağın kalkmasından önce oluşan ve 7 kat büyüklükteki 2. pik

Ayağın tam basması sırasında eklem reaksiyon

kuvveti vücut ağırlığına düşer. Salınım fazında yine düşük ve yaklaşık vücut ağırlığına eşittir. Kadında da kuvvet paterni benzerdir fakat değerler daha düşüktür. Maksimuma bir kez, geç basma fazında çıkarılır. Bu sırada vücut ağırlığının 4 katına çıkarılır (Şekil 11).

Kadında eklem reaksiyon kuvvetinin daha düşük olması;

- pelvisin geniş olmasına



Şekil 11. Kadın ve erkekteki farklılıklar

- inklınasyon açısındaki farklılığa
- ayakkabı ve yürüme paternindeki farklılıklara bağlıdır.

Total kalça protezi uygulamasında kuvvetlerin intravital ölçümleri, basma fazı sırasında femur başında daha büyük bir eklem reaksiyon kuvveti oluştuğunu göstermiştir. Yürüme ritmindeki artış da artan kas aktivitesi nedeniyle eklem reaksiyon kuvvetinde artmaya neden olur.

Osteotomiden veya femur boynu kırığından sonra proksimal femura plak yerleştirilmesi:

Plak total yükün 1/4'ünü transfer eder. Operasyondan sonra günlük yaşam aktiviteleri sırasında plak üstüne fazla yükler gelebilir. Örneğin: sürgü yerleştirirken hasta kalçasını kaldırmak için dirsek ve topuklarını kullandığında kalça ekleminde vücut ağırlığının 4 katı bir kuvvet oluşur. Bu kuvvetler hastanın yanında refakatçi bulundurulması veya bir trapezden yararlanılması şeklindeki önlemlerle azaltılır.

Osteoartritli Kalça Eklemine Biyomekanik (9,10)

Normal femur başı sferiktir. Osteoartritte femur başı sferik konumunu kaybeder. Büyük bir stres altında bulunan sferik yüzeyin bir kısmı düzleşir, elipsoid şeklini alır ve ağırlık binen kısım

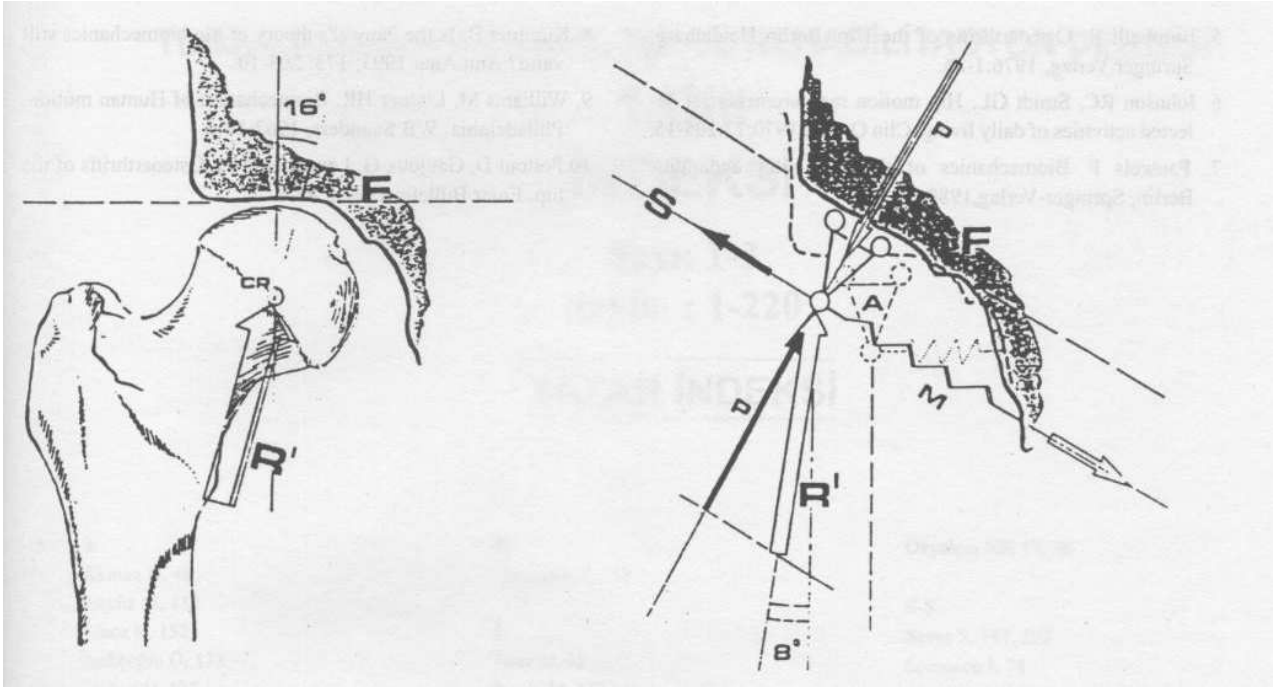
aşınır. Sferik bir başta rotasyon merkezi sabit bir noktadır. Fakat elipsoid durumda yüzeyin strese maruz kaldığı yer önemlidir. Stres merkezi ise sabit olmayıp femur başına binen strese göre yer değiştirebilen merkezdir. Normal bir femur başına gelen kuvvetler eşit olarak dağıtılır. Oysa hastalık başta kuvvet belirli noktalarda toplanır. Kalça eklemine yük binen yüzeyin azalmasıyla hastalarda ağrı, adım açıklığında azalma, femur başında deformite ve yuva içindeki hareketlerde azalma olur.

Strese maruz kalan alan küçüldükçe eburnasyon, kistler oluşur

Normal bir kalçada sferik bölgelerin apeksinden geçen doğrular rotasyon merkezinde birleşir, halbuki elipsoid bir kalçada doğruların her biri yeni bir rotasyon merkezi oluşturur. Sonuç olarak normal kalçada rotasyon merkezi sabit kaldığı için stres merkezine binen yük fazla değildir. Elipsoid pozisyonda ise rotasyon merkezi devamlı yer değiştirdiğinden stres devamlı bir noktada sabit kalmaz, yeni stres merkezleri ortaya çıkar. Stres merkezlerinin sayısı azaldıkça, her bir stres merkezine binen total stres artar.

S kuvvetinin ortaya çıkması

Ağrılı kalçada vücut ağırlık merkezi ağırlı kalçaya doğru yer değiştirir. Bu durumda R kuvveti



Şekil 12. Kalça osteoartritinde S kuvvetinin ortaya çıkması

progresif olarak vertikalleşir. Frontal plandaki 16° lik açı, 8° 'ye düşer. Bu durumda R1 kuvvetinin komponentlerinden olan Q kuvvetinde azalma, P kuvvetinde artma olur. Bu durumda yeni bir kuvvet ortaya çıkar ki bu S kuvvetidir. S kuvveti kranio-lateroanterior yöndedir (Şekil 12).

Biyomekanik değişimler sonucu S kuvvetinin ortaya çıkması, biyolojik olarak osteofitlerin oluşması demektir.

Eksternal desteklerin eklem reaksiyon kuvveti üzerine etkisi

Analizler bastonun ağırlı kalçanın karşıt tarafında taşınması gerektiğini göstermiştir. Bastonla kuvvet kaldıraç kolu büyür. Baston üzerine verilen orta derecedeki kuvvet abduktör kas kuvvetini azaltır böylece ağırlı kalçada eklem reaksiyon kuvveti azalır.

Ağırlı tarafta baston kullanımında kuvvet hareket kolu daha kısa olacağından eklem reaksiyon kuvvetini azaltmak için baston üzerine daha büyük bir kuvvet uygulamaya ihtiyaç vardır.

Bacakta breys kullanımı da kalça eklemine binen kuvvetleri değiştirebilir. Fakat femur başındaki eklem reaksiyon kuvvetini her zaman azaltmayabilir. Perthes hastalığının tedavisinde kullanılan iskial uzun bacak breysi geç salınım fazında eklem reaksiyon kuvveti doğurur. Çünkü bireysin ataletinin büyük kitle momenti yürümenin bu fazında daha büyük ekstansör kas kuvvetiyle sonuçlanır.

KAYNAKLAR

1. Nordin M, Frankel VH. Biomechanics of the hip. In: Nordin M, Frankel VH, eds. Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System. Philadelphia: Lea and Febiger, 1989:135-51.
2. Ege R. Kalça Anatomisi. In: Ege R, ed. Kalça Cerrahisi ve Sorunları.1. basım. Ankara, Türkiye Rehabilitasyon Vakfı Büro Basınevi, 1994, 29-52.
3. Günel U. Kalça eklemi biyomekanikliği. In: Ege R, ed. Kalça Cerrahisi ve Sorunları. Ankara, Türkiye Rehabilitasyon Vakfı Büro Basınevi, 1994: 53-61.
4. Grabner MD. The hip joint. In: Rasch PJ, ed. Kinesiology and applied anatomy. Philadelphia, Lea and Febiger, 1989,193-207.

5. Bombelli R. Osteoarthritis of the Hip. Berlin Heidelberg, Springer Verlag, 1976:1-26.
6. Johnson RC, Smidt GL. Hip motion measurements for selected activities of daily living. Clin Orthop 1970;72:205-15.
7. Pauwels F. Biomechanics of the locomotor apparatus. Berlin, Springer-Verlag, 1980:76-105.
8. Kummer B. Is the Pauwel's theory of hip biomechanics still valid? Ann Anat 1993; 175: 203-10.
9. Williams M, Lissner HR. Biomechanics of Human motion. Philadelphia: WB Saunders, 1962:1-45.
10. Poitout D, Gaujoux G, Lempidakis M. Osteoarthritis of the hip. Euler Bulletin 1991;3:82-8.