

T.C
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**KALKAR DEFEKTİ OLAN FEMUR ÜST UÇ KIRIKLARINDA DİAFİZER
SEMENT DESTEĞİNİN FEMUR ÜST UÇ YÜK DAĞILIMININ ETKİSİNİN
SONLU ELEMENT ANALİZİ İLE TAYİNİ**

Dr. Cemal Serdar DENİZ

UZMANLIK TEZİ

KIRIKKALE

2010

T.C
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**KALKAR DEFEKTİ OLAN FEMUR ÜST UÇ KIRIKLARINDA DİAFİZER
SEMENT DESTEĞİNİN FEMUR ÜST UÇ YÜK DAĞILIMININ ETKİSİNİN
SONLU ELEMENT ANALİZİ İLE TAYİNİ**

Dr. Cemal Serdar DENİZ

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Mehmet Fatih EKŞİOĞLU

KIRIKKALE
2010

T.C.
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı uzmanlık programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından **UZMANLIK TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 09/08/2010

Prof. Dr. Mehmet Fatih EKŞİOĞLU
Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi
Ortopedi ve Travmatoloji A.D.
Jüri Başkanı

Doç. Dr. Özgür ÇETİK
Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi
Ortopedi ve Travmatoloji

Yrd. Doç. Dr. Mehmet TÜRKER
Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi
Ortopedi ve Travmatoloji A.D.

TEŞEKKÜR

Anabilimdalımızın kurucu bölüm başkanı olan, tecrübelerinden yararlandığım sayın hocam Prof. Dr. Murad USLU' ya,

Tez danışmanım, bölüm başkanımız olan hayata dair, dürüstlüğe dair, yani iyi insan olmaya dair çok şey öğrendiğim; 'kimse dördörtlük değildir' sözünün yanlış olduğunu ispatlayan, asistanı olarak kendisinden eğitim almaktan gurur duyduğum sayın hocam Prof. Dr. Mehmet Fatih EKŞİOĞLU ' na,

Tezimde fikirleri, yardımları ile büyük katkıda bulunan sayın hocam Prof. Dr. Feza Korkusuz' a,

Biyomekanik çalışmamızı beraber yaptığımız her aradığımda yardımlarını esirgemeyen Makine Mühendisi Emir Birand 'a,

Eğitimimde katkıları olan sayın Doç. Dr. Özgür ÇETİK, sayın Yrd. Doç. Dr. Meriç ÇIRPAR, sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet TÜRKER 'e,

Eğitimimin başlangıcında kıdemlilerim olan kendileri ile çalışmaktan zevk aldığım sayın Op. Dr. Mahmut Arı, Op. Dr. Hakan Turan Çift ve Op. Dr. Murat ENGİN'e
Çalışma arkadaşlarım sayın Dr. Cem ÖZÜAK, Dr. Ümit TOPRAK, Dr. Mehmet Yalçinozan, Dr. Arif Aslan, Dr. Serhat DURUSOY'a

Hastanede beraber çalıştığımız hemşire, sağlık memuru ve tüm yardımcı personel arkadaşlarıma,

Son olarak arkadaşlarıma ve aileme teşekkürlerimi sunarım

Dr. Cemal Serdar DENİZ

2010

D'S

ÖZET

Deniz, C.S., Kalkar defekti olan femur üst uç kırıklarında diafizer sement desteğinin femur üst uç yük dağılımının etkisinin sonlu element analizi ile tayini, Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi, Kırıkkale,2010 .

Femur trokanterik bölge kırıkları oldukça sık görülen kırıklar olup tüm vücut kırıkları içerisinde %10 orana sahiptirler. Cerrahi tedavinin amacı erken mobilizasyon sağlayarak en kısa sürede kırık öncesi yaşam tarzına geri döndürmektir. Bu çalışma, kalkar femoris defektli femur üst uç kırıklarında kalkar destekli protezlere alternatif olarak diafizer sement desteği ile kombine yapılan artroplastilerde femur üst ucundaki yük dağılımının “sonlu eleman analizi” yöntemiyle sanal ortamda, biyomekanik olarak olumlu ve olumsuz yönlerini ortaya koymayı amaçlamıştır. Bu analiz mühendislik mekaniğinde yapıların stres analizinde kullanılmak üzere geliştirilmiş bir programdır. Analizin en büyük faydası uzun süre ve yüksek maliyet gerektiren deneysel çalışmaların bilgisayar ortamında düşük maliyet ve kısa zamanda yapılabilmesidir. ANSYS yöntemi ile 3 femur modeli oluşturuldu. Bunlara:

1) Kalkar defektsiz trokanterik kırık modeli,

2) Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli

3)Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli adı verildi.

Sonlu element analizi ortamında yük dağılımları incelendi. Bunun için iki bölge incelendi. Bunlardan biri tüm femur ve diğeri trokanter minörden başlayıp distal 5 cm.lik kısma uzanan bölgeydi. Kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modelinin sement kalınlığı 15-17 mm arasında, ince sement mantolu intertrokanterik kırık modelinin sement kalınlığı 4-5 mm arasındaydı.

Bulgularımızda, Kalkar defeksiz trokanterik kırık modelinde tüm femurda 22.9 MPa, trokanter minörden başlayıp 5 cm.lik bölgede 29.2 MPa stres değerleri, sırasıyla Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli 23.6MPa, 29.9MPa, Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli 24.2MPa, 32.1 MPa stres değerleri sonucu çıktı. Bu üç modelde istatikselsel olarak stres değerlerin anlamlı bir fark olup olmadığına bakıldı. t-Test yöntemi kullanıldı ve hepsinde P değeri 0.005' ten büyüktü.

Sonuç olarak bu çalışmadan elde edilen çıkarımlar şunlardır:

1. **Her üç modelde** elde edilen sonuçlarda sonlu eleman analizi ile tüm **femurun stres değerlerine** göre trokanter minör distali 5 cm. lik bölgede streslerin artmasına bağlı olarak daha da arttığı saptanmıştır. Bu değerler literatürde elde edilen sonuçlarla uyumludur.
2. Kalkar bölgesinin kalın bir sement mantosu desteklenmesinin, ince bir sement mantosu ile desteklenmesine göre proksimalde daha az stress shielding oluşma ihtimalini ve sonuçta da protezin daha uzun süreli bir ömrü olabileceği öngörülebilir.
3. Çalışmadan elde edilen bulgulara göre kalkar bölgesi parçalı ya da defektli intertrokanterik kırıklarda bu bölgenin kemik çimentosu ile şekil verilip bir çeşit kalkar oluşturulması ile kullanılacak olan bir hemiarthroplasti ameliyatında sement/kemik bileşkesinde daha fazla stres oluşturmadığı bulguları elde edilmiştir. Yaşlı hastalarda bu tür kırıkları olan hastalarda bu yöntemin, gerek maliyetinin daha uygun olması, gerekse intraoperatif süreçte ek bir müdahaleye ihtiyaç göstermemesi nedeni ile kalkar destekli bir hemiarthroplastiye ideal bir alternatif olması öngörülebilir.

ABSTRACT

Deniz, C.S., Appointment effect of diaphizer cement supporting to proximal femoral load distribution on proximal femoral fractures with calcar defect by finite element analysys, University of KIRIKKALE, Faculty of Medicine, Department of Orthopaedics and Traumatology Expertness thesis, Kirikkale, 2010 .

Trochanteric fractures of the femur are very frequent and have a rate of % 10 in all skeletal fractures. The aim of surgical treatment is return the patients to pre-fracture health status as soon as possible by providing early mobilization. The aim of the study is put forward biomechanical positive and negative aspects of load distribution on the proximal femur in arthroplasties combined with diaphyseal cement supported alternative to proximal femur fractures with calcar defect by finite element analysis in virtual environment.

This analysis is a program developed for use stress analysis of structures in engineering mechanic. The greatest benefit of analysis is making of experimental studies requires long time and high costs at low cost and short time in computer. Three femur models are formed by ANSYS method and are named as;

1-The trochanteric fracture model without calcar defect

2-The thick cement mantle intertrochanteric fracture model with calcar defect

3-The thin cement mantle intertrochanteric fracture model with calcar defect

Load distribution was investigated by finite element analysis. Two regions were investigated for the study. One of these was the whole femur and the other was the region that lying to 5 cm distal from the trochanter minor. The cement thickness of the intertrochanteric fracture model with thick cement mantle was between 15-17 mm and the cement thickness of the intertrochanteric fracture model with thin cement mantle was between 4-5 mm.

This study showed, stress values were that 22.9 MPa in whole femur, 29.2 MPa in 5 cm region beginning from thorachanter minor, 23.6 MPa, 29.9 MPa in thick cement mantle intertorachanteric fracture model with calcar defect, 24.2 MPa, 32.1 MPa in thin cement mantle intertorachanteric fracture model with calcar defect. The statistical significance of stress values were investigated in these three models with t-test and p value was > 0.005 in all models.

The conclusions;

1. The stress values are further increase in the region 5 cm distal of trochanter minor according to whole femur stress values by finite element analysis in all three models and these values are consistent with findings in literature.
2. That can be predicted; the prosthesis may have longer life by supporting of calcar region with a thick cement mantle according to supporting with a thin cement mantle.
3. As findings obtained from the study, intertrochanteric fractures which are defective or comminuted in calcar region, if this region is shaped as a calcar region with bone cement, we don't have more stress on cement/bone interface in a hemiarthroplasty. This method can be predicted as an alternative to hemiarthroplasty with calcar supported related the cost effectiveness and doesn't need additional interventions in intraoperative process in patients with such fractures.

TABLolar VE ŞEKİLLER

Şekil 2.3.1 :Femur ũst ucunun trabekũler yapısı

Şekil 2.3.2: Femur ũst ucunun trabekũler yapısı

Şekil 2.3.3: Femur ũst ucunun trabekũler yapısının gŕre sınıflandırılması

Şekil 2.3.4: Femur ũst ucunda anatomik bŕlgeler

Şekil 2.3.5: Biomekanik açıdan çok ŕnemli olan kalkarın gŕrũnũmũ

Şekil 2.4.: Evans Sınıflaması

Şekil 2.4.2.a,b,c : Evans-Jensen Sınıflaması

Şekil 2.4.3: Boyd ve Griffin sınıflaması

Şekil 2.4.4: OTA Sınıflaması

Şekil 2.5.4: Paralelogram kanununa gŕre F'yi hesaplamak için kurulan kuvvet ũgeni

Şekil 3.1: Rimerize edilen İntertrokanterik kırık

Şekil 3.2: Çimentolu parsiyel kalça protezi kullanılan intertrokanterik kırık

Şekil 3.3: Kalkar defektli İntertrokanterik kırık

Şekil 3.5: Femurun bilgisayarlı tomografi kesiti

Şekil 3.6: İntertrokanterik kırık modeli gŕrselleri

Şekil 3.7: Femur ũst ucuna etkiyen kuvvetler

Şekil 3.8: Femurun sonlu eleman analizinde oluşturulan mesh gŕrũntũsũ

Şekil 3.9: Trokanter minŕrden başlayıp distale 5 cm.lik kısma uzanan bŕlge

Tablo 2.5.1: Kalça ekleminin hareket genişlikleri

Tablo3.1: Kemik dokunun ortalama mekanik ŕzellikleri

Tablo 3.2: Modellerin element ve node sayıları

Tablo 4.1: Tüm model femurların node sayıları

Tablo4.2: Seçilen bölgedeki stres değerlerine bakıldı.

Tablo4.3: Seçilen bölgenin node sayıları

Tablo4.4: Seçilen bölgenin stres ortalama değerler

Tablo 4.5: Tüm femur ve trokanter minör distali 5cm.lik bölgenin istatistiksel karşılaştırmaları

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	
III	
TEŞEKKÜR.....	
IV	
ÖZET.....	
V	
ABSTRACT.....	
VII TABLOLAR VE	
ŞEKİLLER..... IX	
İÇİNDEKİLER..... XI	
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	2
2.1 Artroplasti.....	2
2.2 Sonlu element analizi.....	3
2.3 Femur proksimalinin anatomisi.....	5
2.3.1 Kemiksel yapı.....	5
2.3.2 Kalça Eklemine Bağ Yapısı.....	7
2.3.3 Femur Trokanterik Bölge Özellikleri.....	7
2.4 İntertrokanterik kırıkların sınıflaması.....	9
2.4.1 Evans Sınıflaması.....	11
2.4.2 Evans-Jensen sınıflaması.....	13
2.4.3 Boyd ve Griffin sınıflaması.....	14
2.4.4 Ortopedik Travma Birliği (Orthopaedic Trauma Association, OTA). Sınıflaması.....	15
2.4.4.1 Ortopedik Travma Birliği alfa sayısal kırık sınıflaması.....	16

2.5 Kalça Artroplastisinin Biyomekaniği.....	17
2.5.1 Eklem hareketlerinin kinematiği.....	18
2.5.2 Kuvvetler-Kinetik.....	19
2.5.3 Kalça eklemi kuvvetleri.....	21
2.5.3.1 Tanım ve Yöntemler.....	21
2.5.4 Matematik yöntem.....	21
2.5.5 Net kuvveti artıran ve azaltan faktörler.....	23
2.5.6 Kuvvetlerin yönü.....	24
2.5.7 Kuvvetlerin dağılımı.....	24
2.6 Çimentolu komponentler.....	25
2.6.1 Kalça Artroplastisinde Çimentolu Femoral Komponent.....	25
2.6.2 Çimentolama tekniğinin önemi ve klinik sonuçları.....	26
2.6.3 Maliyet.....	27
2.6.4 Cerrahi uygulamalarda dikkat edilmesi gereken noktalar.....	27
3) GEREÇ VE YÖNTEM.....	29
4) BULGULAR.....	37
5) TARTIŞMA VE SONUÇ.....	40
6) KAYNAKLAR	45

1) GİRİŞ VE AMAÇ

Femur trokanterik bölge kırıkları oldukça sık görülen kırıklar olup tüm vücut kırıkları içerisinde %10 orana sahiptirler. Genellikle 60 yaş üstü ve osteoporozlu hastalarda düşük enerjili travma sonucunda oluşurlar (1,2,3,4). Genç ve orta yaş grubu hastalarda genellikle yüksek enerjili travma sonrasında görülürler. Bu kırıklarda cerrahi tedaviye rağmen ilk 1 yılda ölüm oranı %15-20 arasındadır. Genç hasta grubunda yüksek enerjili travmaya bağlı diğer sorunlar eşlik etmektedir, yaşlı hasta grubunda ise metabolik sorunlar mevcuttur (5). İntertrokanterik bölge kırıklarında kanlanmanın iyi olmasından dolayı kaynamama ve avasküler nekroz oranı düşük olduğu için konservatif tedavi ile sonuç almak mümkündür; ancak yaşlı hastalarda uzun süre yatağa bağlı kalmanın oluşturacağı komplikasyonlar mortalite ve morbiditenin artmasına neden olmaktadır. Konservatif tedavi cerrahi tedavi yapılamayan hastalarda zorunlu olarak uygulanabilir. Cerrahi tedavinin amacı erken mobilizasyon sağlayarak en kısa sürede kırık öncesi yaşam tarzına geri döndürmektir. Cerrahi tedavi sonuçları yaşlı, osteoporotik hastalarda ve özellikle anstabil intertrokanterik kırıklarda kötü olabilmektedir. Bu kırıkların tanınması ve tedavisinin tarihi Hipokrat dönemine dek uzanmaktadır (6). İlk defa 1970 yılında hemiarthroplasti uygulamaları yayınlanmıştır. Günümüzde ileri yaş gruplarında geç mobilizasyona bağlı komplikasyonları önlemek amacıyla hemiarthroplasti öncelikli tedavi seçeneğidir. Bu tezin amacı kalkar femoris defektli femur üst uç kırıklarında kalkar destekli protezlere alternatif olarak diafizer sement desteği ile kombine yapılan artroplastilerde femur üst ucundaki yük dağılımının “sonlu eleman analizi” yöntemiyle sanal ortamda, biyomekanik olarak olumlu ve olumsuz yönlerini ortaya koymaktır.

Bu analiz mühendislik mekaniğinde yapıların stres analizinde kullanılmak üzere geliştirilmiş bir programdır. Analizin en büyük faydası uzun süre ve yüksek maliyet gerektiren deneysel çalışmaların bilgisayar ortamında düşük maliyet ve kısa zamanda

yapılabilmesidir (7,8). Ortopedide ilk kullanımı 1972 de Brekelmans ve ark. tarafından kemikteki stres dağılımı ve yük altındaki durumunu göstermek için kullanılmıştır. O zamandan beri ortopedik implant dizaynları ve/veya dokularla etkileşimlerini araştırmak için yaygınlıkla kullanılmaktadır.

2) GENEL BİLGİLER

2.1 Artroplasti

Femur başının yerini alacak bir protez yapma çalışmaları 1890'lara uzanır. İlk zamanlar altın ve platinden, fildişinden hatta şimşir ağacından yontularak yapılan protezler denenmiştir. 1946'da Fransız Judet kardeşlerin yaptığı akrilik femur başı protezi yaygın şekilde kullanılmıştır. 1950'li yıllarda kullanılan protezler, zamanla aşınma, kırılma ve yabancı doku reaksiyonu gibi komplikasyonların görülmesi sebebiyle vazgeçilmiştir. Femurun medullası içine giren sapı olan ilk madeni femur başı protezi Amerika'da Austin T.Moore tarafından kullanılmıştır. Femur proksimalinde tümör olan bir hastada ilk kullanışı yayınlandıktan sonra, 1950'lerde geliştirilmiş, sapında pencere olan modeli yaygın kullanıma girmiştir. Frederick Thompson'un femur başı protezi de 1951'den sonra aynı şekilde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Her ikisinin de geliştirilmesinde maden işleme tekniğindeki ilerlemenin (kobalt, krom alaşımı döküm yapılabilmesi gibi) büyük yardımı olmuştur. Aynı yıllarda ve daha sonraları değişik tiplerde başka madeni femur başı protezleri de yapılmış, ancak başarısız olmuştur. A.T. Moore ve F. Thompson protezleri ise 1950'den beri bütün dünyada standart tedavi şekline girmiş ve değişik endikasyonlarda kullanılmışlardır, fakat zamanla parsiyel kalça protezlerinin komplikasyonlarının ortaya çıkmasıyla ve 1974 yılında Gilberty ve Bateman'ın ayrı ayrı geliştirdikleri bipolar kalça protezinin ve ayrıca total kalça protezinin geliştirilmesiyle kullanım alanı azalmıştır (7). Genel durum bozukluğu nedeniyle anestezi alamayan ve kanamalı bir girişimin sakıncalı olduğu vakalarda eksternal fiksator uygulamaları gündeme gelmiştir. İlk olarak 1949 yılında Scott tarafından başlatılmıştır ve 1957 yılında yayınlanmıştır (8). 1984 yılında De Bastiani, 1988' de Mitkoviç ve Girgin bu uygulamayı devam ettirmişlerdir.

2.2 Sonlu element analiz

Yapısal stres analizi amacıyla mekanik mühendislik bilimi tarafından geliştirilmiş bir “gelişmiş bilgisayar işlemi” dir. Bu metod, ortopedide, insan kemiklerinin biomekanik analizleri amacıyla ilk defa 1972 senesinde kullanılmıştır. O zamandan beri, gittikçe artan sıklıkla, kemik, kemik/protez yapıları, kırık tespit implantları ve çeşitli kemik dışı dokuların analizi için kullanılmıştır. Bugün bu metod oldukça iyi anlaşılmıştır. Ortopedik biomekanik analizlerde ve temel araştırma ile dizayn için kullanılmaktadır. Bilgisayar tekniği geliştikçe bu metodun kapasitesi de artmaktadır (7). Sonlu eleman analizi ve ortopedik kullanımı ile ilgili çok sayıda yayın mevcuttur. Bu yöntemin güvenilir olduğu gösterilmiştir. Dalstra ve Huiskes 1995 yılından sonlu eleman analizi yöntemini kullanarak yaptıkları ve pelvis boyunca yüklenmenin transferini analiz ettikleri yayınlarda (9), yüklenmenin önemli bir kısmının kortikal kemik yoluyla aktarıldığını, kalçayı etkileyen kuvvetlerin değişken olmakla beraber, normal yürüme esnasında bu kuvvetlerin asetabulumun anterosuperior kadranında biriktiğini görülmüştür. Pelvisin kortikal kemik yapısında biriken stresin, trabeküler kemiktekinden 50 kat fazla olduğu (15-20 MPA'a karşın 0.3-0.4 MPA) görülmüştür. En yüksek intraartiküler basınç tek ayak üzerindeyken ölçülmüştür ve değeri 9 MPA'dır. Çoğunluğu trabeküler kemik olan ve ince bir kortikal kemik ile kaplı olan pelvis yüksek dayanıklılığı ve hafif yapısı sebebiyle “sandviç tasarımı” olarak tanımlanmıştır.

Bu analizde 2662 element ve 1982 nod kullanılmıştır (9). Rybicki ve ark. 1972 de insan femurunun matematiksel stres analizini yapmışlar ve yüklenme ile femurda oluşan “bending stres” in tensor fascia lata tarafından dengelendiğini göstermişlerdir. Femurdaki stresi ölçmek için iki matematiksel yöntem önermişlerdir. Beam teori ve Continuum teori. Femur shaftı için Beam teori yöntemi uygunken trokanter major, femur başı, kas yapışma yerleri gibi bölgeler için ise Continuum teorisinin uygun olduğunu iddia edilmiştir (10). Simon ve ark. plak tasarımı amacıyla bir SEA modeli oluşturmuşlar ve ayrıca bir de deneysel çalışma ile kombine etmişlerdir. 4 noktalı fleksural testi yapıp stresleri strain gage ile ölçmüşlerdir.

Çalışmanın sonucunda, 3D modelinin vida stresleri ve temas stresi ölçümünde kullanılması gerektiği, daha az kompleks bölgeler için 1D ve 2D modellerin eşdeğer olduğunu ve bunların kullanılabilceğini bulmuşlardır. Çalışma, deneysel ve SEA yöntemlerinin kombinasyonunun geçerli olduğunu işaret etmektedir (11). J.Schmitt ve ark. proksimal femoral osteotomi yapılmadan önceki geometrik ve biomekanik araştırmalar için 3D sonlu eleman analizi yapan bir program tasarlamışlardır. Çalışmanın sonucunda özellikle femoral baş örtünmesinin yetersiz olduğu durumlarda femur başı üzerindeki stresin osteotomi açısında önemli değişikliklere sebep olduğunu göstermişlerdir (12). L. D. Blecha ve ark. medial açık tibia kama osteotomisinin iki pozisyonda plak konularak (medial ve anteromedial) yapıldığı bir SEA modeli tasarlamışlar ve bu iki pozisyonu test etmişlerdir. Medial pozisyonlu plak testinde 4 yapısal eleman (plak, vida, kemik ve kama) üzerinde biriken maksimal stresin anteromedial plak testine oranla 1,13-2,8 kat daha fazla olduğunu ve 1,71 kat daha fazla mikrohareket görüldüğünü göstermişlerdir. Kama hattında fibröz doku oluşumunu engellemek için, kaynama oluşana kadar osteotomi hattı normal gait yüklenmesinin %18,8 inden daha az yüklenmelidir (~50kg) demişlerdir (13). Wang ve Yettram, kırık femur üzerinde gamma çivisinin SEA modelini tasarlamışlar ve çivi üzerindeki stresi araştırmışlardır. Eğer gamma çivisi subtrokanterik kırıklarda kullanılırsa, femur boyun kırıklarında kullanıldığı duruma oranla, lag vidası ve üst distal kilitleme vidası üzerinde daha fazla stres oluştuğunu göstermişlerdir (14). Sitthiserpratib ve ark. 2003 de gamma çivisi için yaptıkları SEA modelinin sonuçlarını yayınlamışlardır. Tek bacak yüklenme durumunda stres dağılımı ve deplasmanı çalışmışlar materyal özelliklerinin etkisini araştırmışlardır. İmplantın çelik ve titanyum formları incelenmiş ve sonuçta, titanyum alaşımında implanttaki stresin daha az olduğunu ancak deplasmanın da daha yüksek olduğunu göstermişlerdir (15). Çivideki stresin kırık hattındaki iyileşmeyi azalttığını söylemişlerdir. En yüksek stres lag vidası ve distal kilitleme vidası üzerinde görülmüş (300 MPA) olup, 50-300 MPA arası stresler implantın eğim aldığı bölgede oluşmuştur. Ancak paslanmaz çelik implantta streslerin titanyum olana göre %30-50 daha yüksek olduğunu bulunmuştur. Yine de her iki implantta materyallerin akma dirençlerinden daha fazla strese maruz kalmış ve implant yetmezliği riskinin yüksek olduğu sonucu ortaya çıkmıştır. Keyak ve ark. 1990 da her hastaya spesifik olarak ve

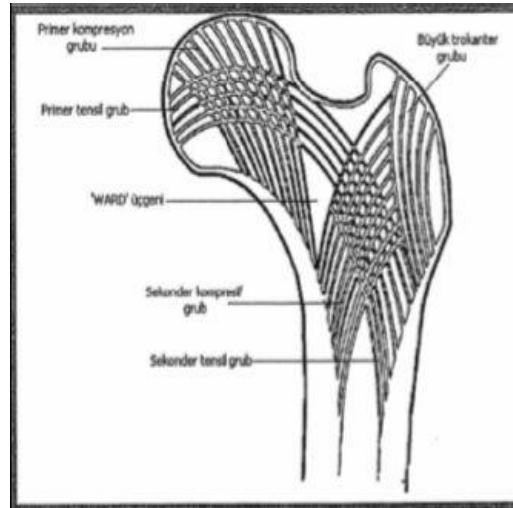
otomatize edilmiş bir 3D SEA modeli önermişlerdir. 8-23 MPA arası kompresif kuvvetlerin medial femur boynuna uygulandığı bu model -in vivo- proksimal femur üzerindeki stres, strain ve strain enerjisini göstermek için tanımlanmıştır (16).

2.3 Femur Proksimalinin Anatomisi

2.3.1 Kemiksel Yapı:

Ward, 1938 yılında ilk kez femur üst ucunda baş ve boynu destekleyen internal trabeküler sistemi tarif etmiştir. Medialde kalkardan başlayıp femur başının yük binme yüzeyine doğru ilerleyen trabeküller primer kompresif grubu, büyük trokanterin alt kısmından başlayıp başın fovea bölgesine doğru bir yay çizerek uzanan trabeküller primer tensil grubu oluşturur. Medial kalkar bölgesinden başlayıp büyük trokanterin üst kısmına doğru giden trabeküller sekonder kompresif grubu ve lateralde büyük trokanterin alt kısmından femur boynunun ortasına kadar gidenler sekonder tensil grubu oluştururlar. Ayrıca büyük trokanterin alt kısmından üst

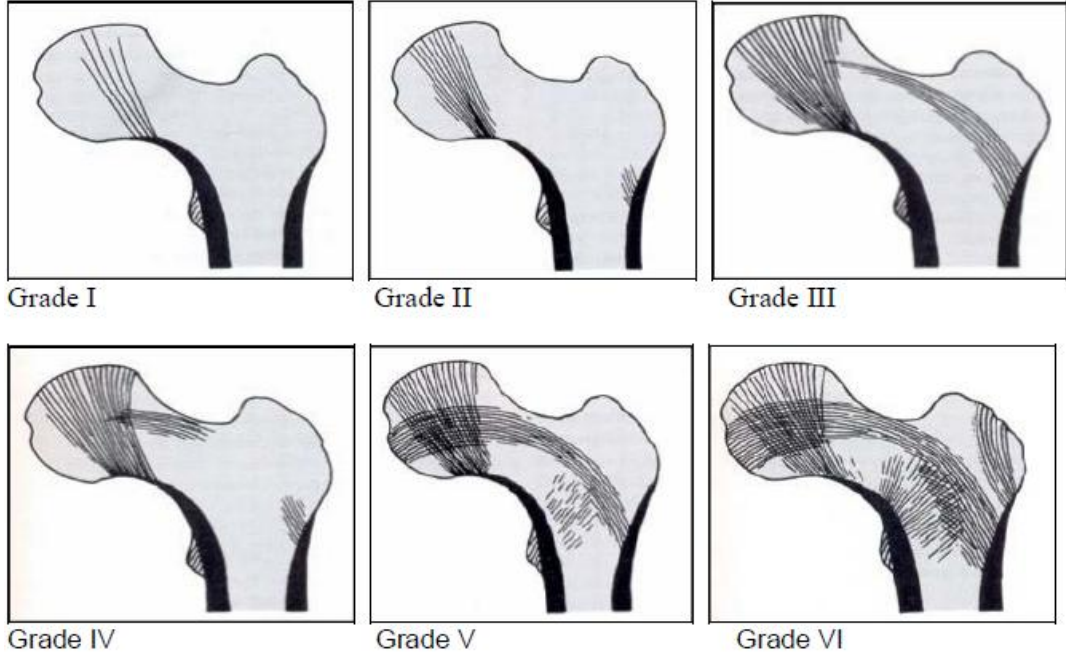
kısmına doğru uzanan büyük trokanter grubu vardır (şekil2.3.1)(şekil 2.3.2).



(Şekil2.3.1)(Şekil2.3.2): Femur üst ucunun travmatik yapısı(Rockwood and Green's'den)

Bu travmatik yapı trokanterik bölge kırıklarının anlaşılmasında ve bu bölgedeki osteoporotik değişikliklerin saptanmasında çok önemlidir. Bu iki ana travmatik

sistemin arasında Ward ve Babcock üçgenleri olarak adlandırılan, yapısal açıdan zayıf bölgeler yer alır. Singh ve ark.(17) 1970'li yıllarda femur proksimalinin trabeküler yapısını radyolojik olarak incelemişler ve "Singh indeksi" olarak belirledikleri bir tanım çerçevesinde, femur proksimalinin trabeküler yapısını osteoporoz süreci içerisinde 6 farklı dereceye ayırmış ve sınıflandırmışlardır (Şekil 2.3.3)



Şekil 2.3.3: Femur üst ucunun trabeküler yapısının osteoporozla göre sınıflandırılması (Skeletal Travma'dan)

- 1.Derece - Primer kompresif trabeküllerin dahi mevcudiyeti belirsiz haldedir.
- 2.Derece - Sadece primer kompresif trabeküllerin varlığı görülebilir.
- 3.Derece - Primer tensil trabeküllerin devamiyetinde kırılma vardır. 3. Dereceden itibaren kesin osteoporoz düşünülür.
- 4.Derece - Sekonder tensil ve kompresyon trabekülleri kaybolmuştur.
- 5.Derece - Ward üçgeni boş, aksesuar trabeküller bazı yerlerde kaybolmuştur.
- 6.Derece - Primer ve sekonder kompresyon ve tensil trabeküller mevcuttur. Ward üçgeni doludur. Normal sağlıklı kalça olarak değerlendirilir.

Osteoporozda tensil trabeküller, kompresif trabeküllerden daha erken kaybolur. Son yıllarda kemik mineral yoğunluğu ile ilgili tekniklerin gelişmesiyle

beraber Singh indeksinin güvenilirliğini araştıran çalışmalar yapılmıştır, olumlu ve olumsuz pek çok görüş bildirilmiştir. Singh indeksinin geniş popülasyonların taranmasında kullanılabileceği, ancak kemik mineral yoğunluğu veya kırık riskini belirlemede kullanılamayacağı bildirilmiştir (18).

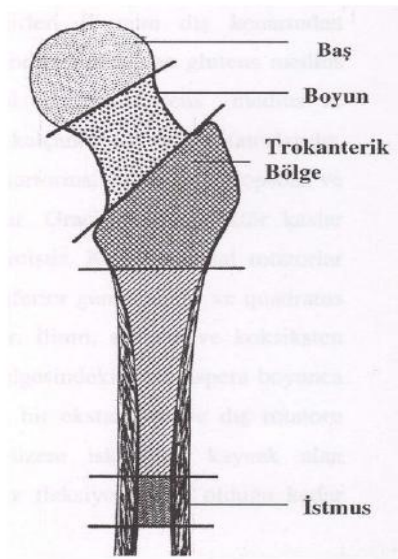
2.3.2 Kalça Eklemine Bağ Yapısı:

Kalça ekleminde İliofemoral Bağ, Pubofemoral Bağ, İskiofemoral Bağ, Transvers Asetabuler Bağ, Kapitis Femoris Bağları vardır

2.3.3 Femur Trokanterik Bölge zellikleri:

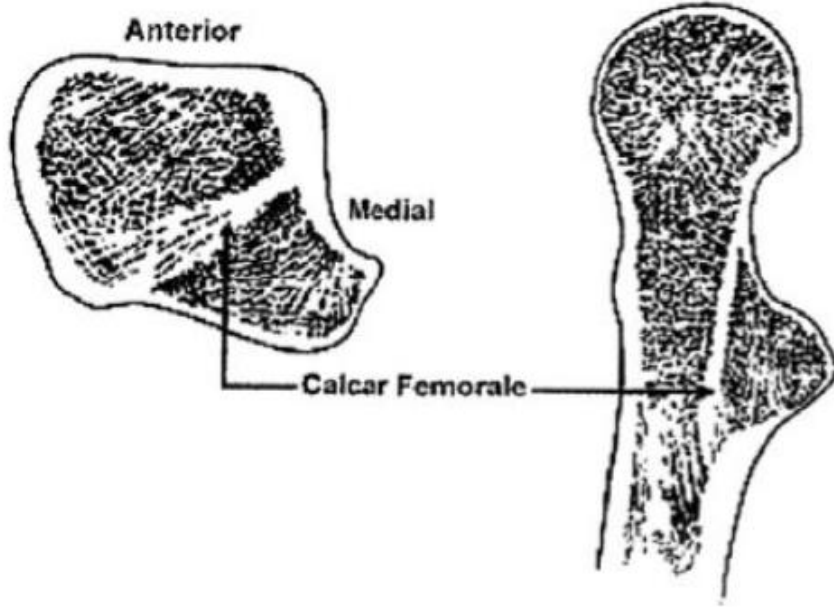
İntertrokanterik femur kırıkları femur boynu kırıklarına göre daha ileri dönemde, osteoporozun daha belirgin olduğu yaşlarda görülür. Kırılan trokanterik bölgenin özelliklerinden dolayı 800–1200 cc arasında kanama görülebilmektedir. Kalçada trokanter major ve minor arasındaki alandan oluşan intertrokanterik bölge femur boynundan femur şaftına geçis alanını temsil eder (şekil 2.3.4). Bu alan femur boynundaki spongioz kemiğe benzer şekilde, başlıca stresi iletmek ve dağıtmaya hizmet eden trabeküler kemik ile karakterizedir.

Trokanter major ve minör; gluteal bölgenin başlıca kasları olan gluteus medius ve minimus, iliopsoas ve kısa eksternal rotatorların yapışma yerleridir.



şekil 2.3.4: Femur st ucunda anatomik bölgeler (Tronzo'dan)

Femur boyununun posteromedial kısmı boyunca uzanan proksimal cisminin posteromedial kalınlaşmasına kalkar femorale denir (Şekil 2.3.5). Kalkar femorale (femurun desteği), küçük trokanterin 2 – 4 cm aşağısından başlar ve posteriordan yukarıya doğru lameller halinde yükselip boyunun posterior korteksi ile kaynaşır. Medialde kalındır ve laterale gittikçe incelir (19). Lewis bu kuvvetli çıkıntının, boyunun medial ve alt tarafından kompakt dokudan geliştiğini ifade etmiştir. Aynı zamanda bu yapının dejenerasyonunun femur boynu kırıklarındaki rolüne işaret etmiştir. Carrey ve arkadaşları kalkar femoralin iki antagonist adale yani iliopsoas ve gluteus maximus arasındaki basınç kuvvetinden oluştuğunu yazmıştır.



Şekil 2.3.5: Biomekanik açıdan çok önemli olan kalkarın görünümü (Rockwood ve Greens'den)

Bu bölge hasta ve değerlendirilmesi ve tedavinin planlanması aşamasında son derece önemlidir. Kalkar femorale femur boyununun alt bölümünde ve intertrokanterik bölgede bir iç trabeküler dayanak oluşturur ve stres transferinde kuvvetli bir bağlantı noktası olarak rol oynar (20). İntertrokanterik bölge kırıklarında bu yapının bütünlüğünün bozulması prognozu olumsuz yönde etkiler.

2.4 İntertrokanterik kırıkların sınıflaması

İntertrokanterik kırıkların tedavi planlamasını, rehabilitasyonu ve prognozunu belirlemek amacı ile değişik sınıflamalar vardır (23). İntertrokanterik kırıkların sınıflanmasında özellik, kırıkların stabil ve instabil olmasına göre ayrılmasıdır (23,25). Kırığın bir tarafında kortikal devamlılık ileri derecede bozulmuşsa kırık o tarafa doğru deplase olma eğilimindedir. Stabil bir intertrokanterik kırık, redüksiyon sonrası medial ve posteriorda kortikal devamlılığın olduğu kırıklardır. Bu devamlılık kırığın varusa veya retroversiyona deplasmanını önler. Stabil kırık, proksimal ve distalde kırığın çok parçalı olmadığı, ve küçük trokanterin deplase kırığın görülmediği iki parçalı kırıklardır. Stabil olmayan (instabil) intertrokanterik kırıklar da iki şekilde olur; ters oblik kırıklar, addüktör kasların femur cismini mediale doğru çekmesi nedeni ile instabil sayılırlar. Büyük trokanterin ve komşuluğundaki posterolateral cismin parçalı kırıkları da aynı mekanizma nedeni ile instabildirler. İkincisi medial ve posteriorda parçalı deplase fragman bulunuyorsa kırık instabildir. Üzerinde fikir birliği olan konu, küçük trokanterin kırık stabilitesini belirlemede anahtar rolü olduğudur(21,22,23). Ancak küçük trokanterin ayrıldığı her kırık instabil değildir. Deplase parçanın büyüklüğü ve deplasman miktarı önemlidir. Küçük trokanterin posteromedial yerleşimi düşünülürse, oluşan kırık posterior ve medial yüzeylerde bir boşluk bırakacaktır. Medial boşluk varus, posterior boşluk retroversiyon deformitesi oluşturur. Redüksiyon ve tedavi sonrası, kemik dokunun yük iletimi daha çok implant üzerinden olur.

Ganz ve ark., intertrokanterik kırık tedavisindeki en önemli yanlışın kırık stabilitesinin değerlendirilmesinde yapıldığını göstermişlerdir. Prof. Dr. Burhaneddin Toker'in 1943 yılında yayınlanan kitabında uyluk kemiğinin üst uç kırıklarını supratrokanterik kırık ve intertrokanterik kırık olarak ikiye ayırmış ve ayrıca büyük trokanter ile küçük trokanterler arasında oluşan kırıkları "fracturae petrochanterica" olarak tanımlamıştır(26). İntertrokanterik hat boyunca seyreden kırıkları ise intertrokanterik kırık olarak adlandırmıştır. Günümüzde de trokanter bölgesi kırıkları tedavi ve prognoz özelliklerine göre kabaca intertrokanterik ve subtrokanterik olarak

tanımlanmıştır. Trafton intertrokanterik bölgeyi içine alan subtrokanterik kırıkları subtrokanterik-intertrokanterik olarak tanımlamıştır(81).

Whitelaw(82), Müller'in(83) sisteminde yer alan instabil intertrokanterik/subtrokanterik kırıkların ayrı bir konu olarak incelenmesinin gerekliliğini vurgulamıştır.

Boyd ve Griffin 1945 yılında trokanterik kırıkları dörde ayırmışlardır.

1949 yılında Evans trokanterik kırıkların ilk sınıflamalarından birini yapmıştır.

1957 yılında Böhler, 1959 yılında Key ve Connell kırığın femur boynu ile ilişkisine göre sınıflama yayınlamışlardır. 1959 yılında De-Palma kırığı anatomik uzanımına göre sınırlamışlardır. 1969 yılında Gibus-Ender trokanterik bölge kırıklarını patolojik anatomik incelemelere göre sınıflandırmışlardır. 1962 yılında Ege ve ark, anatomik yerleşime göre sınıflama yapmışlardır. Tronzo 1973 yılında kırık konumu ve redüksiyon özelliklerine göre sınıflama yapmıştır. 1979 yılında Kyle ve arkadaşları, Evans ve Massue'den modifiye ettikleri sınıflamayı yayınlamışlardır. 1975 yılında Jensen ve Micheaelsen, Evans sınıflandırma sistemini iyileştirerek yayınlamışlardır. Müller ve ark. (1990) proksimal kalça kırıklarını alfanumerik kırık sınıflamaları içinde kodlamışlardır.

Yaygın kullanılan klasifikasyon sistemlerine göz atacak olursak:

1. Boyd ve Griffin sınıflaması
2. Evans sınıflaması
3. AO sınıflaması
4. Evans-Jensen sınıflaması

Trokanterik bölge kırıkları 3'e ayrılır

- 1) İzole trokanter kırıkları
 - a) Trokanter majör kırığı
 - b) Trokanter minör kırığı
- 2) İntertrokanterik kırık
- 3) Subtrokanterik kırık

İntertrokanterik kırıkların sınıflandırılmasının iki amacı vardır.

Birincisi tedavinin planlanması ve kırığın prognozu hakkında bilgi vermesidir (27,28).

İntertrokanterik kırıkların sınıflandırmasının yapıldığı birçok çalışma mevcuttur. Buna bağlı olarakta değişik sınıflandırmalar mevcuttur (Evans, Boyd-Griffin, OTA, Jensen vb.)

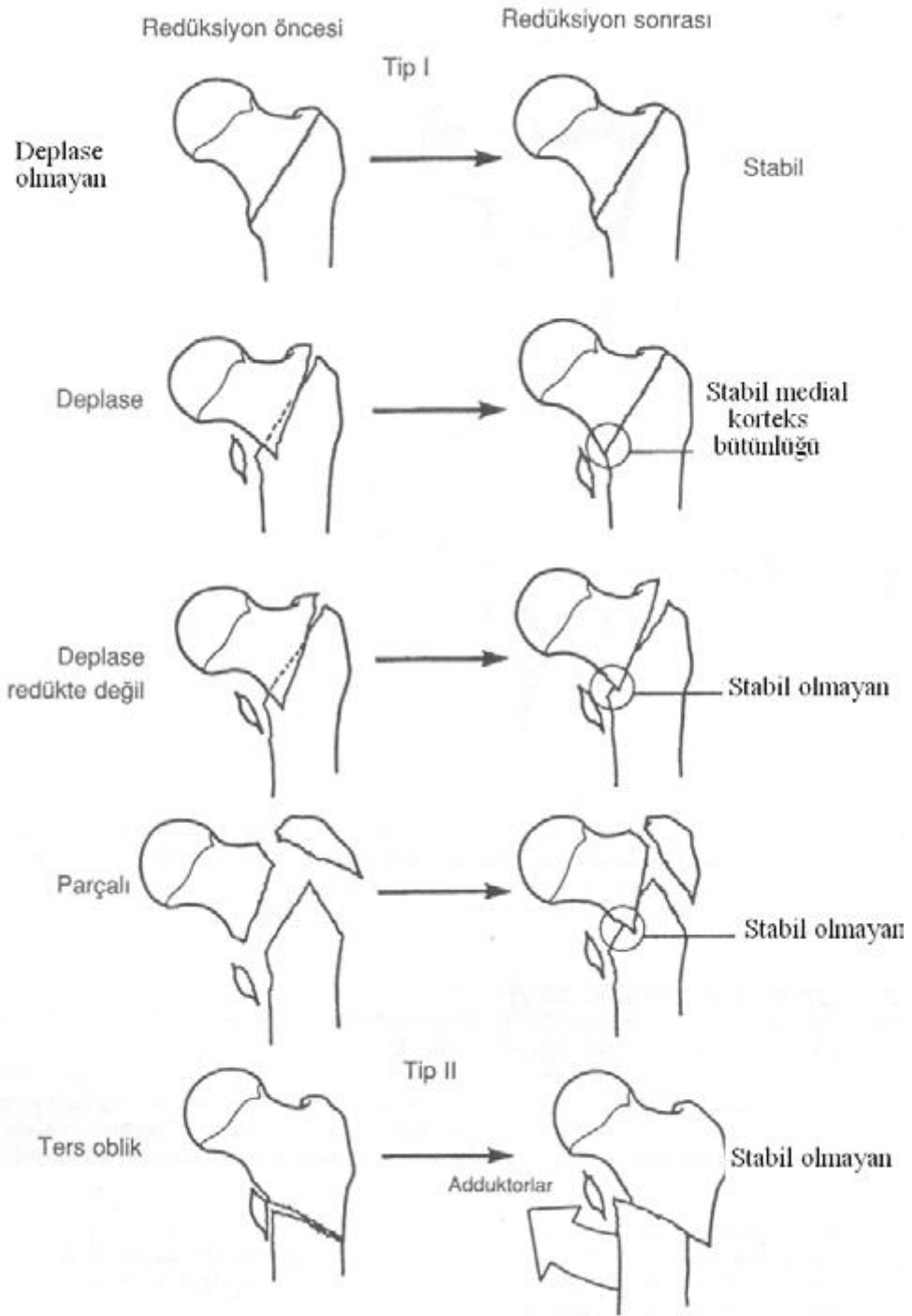
2.4.1 Evans Sınıflaması:

1949 yılında Evans; kırıkların stabilitesini ve stabil olmayan kırıkların redüksiyonla stabil kırıklara dönüşüm potansiyelini temel alan kendi sınıflandırması ile intertrokanterik kırıkların anlaşılmasında çok önemli katkılarda bulunmuştur. Evans'ın stabil redüksiyonunda anahtar nokta posteromedial kortikal devamlılığın sağlanmasıdır. Evans, kırıkları posteromedial korteksin sağlam olduğu ve minimal parçalanmanın olduğu stabil kırıklar ile posteromedial kortekste büyük parçalanmanın olduğu stabil olmayan kırıklar olarak ikiye ayırır.

Evans sınıflamasında intertrokanterik kalça kırıkları 2 tipe ayrılır:

Tip 1: Kırık hattı trokanter minörden yukarı ve dışarı doğrudur. Bu tip kırıklar kendi içinde stabil ve stabil olmayan kırıklar olarak ayrılır.

Tip 2: Ters oblik kırıklardır. Bu kırıklar genel olarak stabil olmayan kırıklardır. Çünkü bu kırıklarda adduktör kaslar femur shaftını mediale doğru çekerler. Posteromedial korteksin durumuna bağlı olarak intertrokanterik kırıkların stabil veya stabil olmayan olarak sınıflanması tercih edilir (Şekil 2.4.1).



Şekil 2.4.1: Evans Sınıflaması

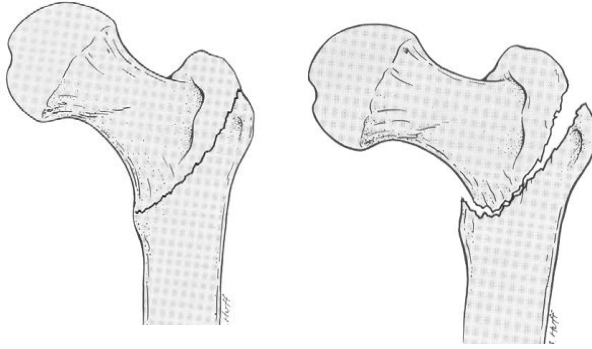
2.4.2Evans-Jensen sınıflaması:

Jensen ve Michaelson 1975'te Evans sistemini modifiye etmiştir. Hangi kırıkta anatomik redüksiyonun olabileceği ve hangi kırığın tespit sonrası sekonder deplasman riski taşıdığını belirterek Evans sisteminin gerçek anlamda değerini göstermişlerdir. 234 hastaya kayıcı kalça çivisi uygulamışlardır ve 1980'de sonuçları açıklamışlardır. İntertrokanterik kırıklar 3 tipe ayrılır (Şekil 2.4.2).

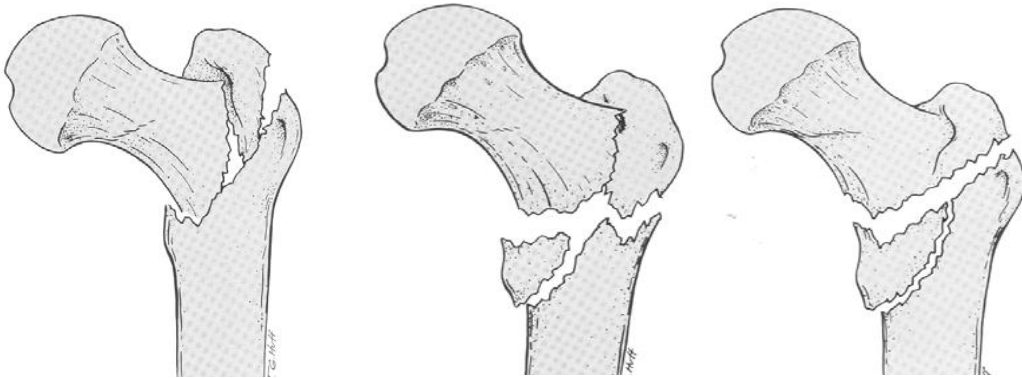
Tip1: Deplase veya deplase olmayan 2 parçalı stabil kırıklar

Tip2: Trokanter majör veya trokanter minörün de kırık olduğu 3 parçalı stabil olmayan kırıklar

Tip3: 4 parçalı kırıklar



Şekil 2.4.2.a: Tip 1 Kırık



Şekil 2.4.2.b: Tip 2 Kırık

Şekil 2.4.2.c: Tip 3 Kırık

2.4.3 Boyd ve Griffin sınıflaması:

Bu sınıflama 1949 yılında Boyd ve Griffin tarafından yapılmıştır. Bu sınıflama femur boynunun ekstrakapsüler bölgesi ile trokanter minörün 5 cm. altına kadar olan bölümdeki kırıkların sınıflamasıdır. 4 tiptir: (Şekil 2.4.3).

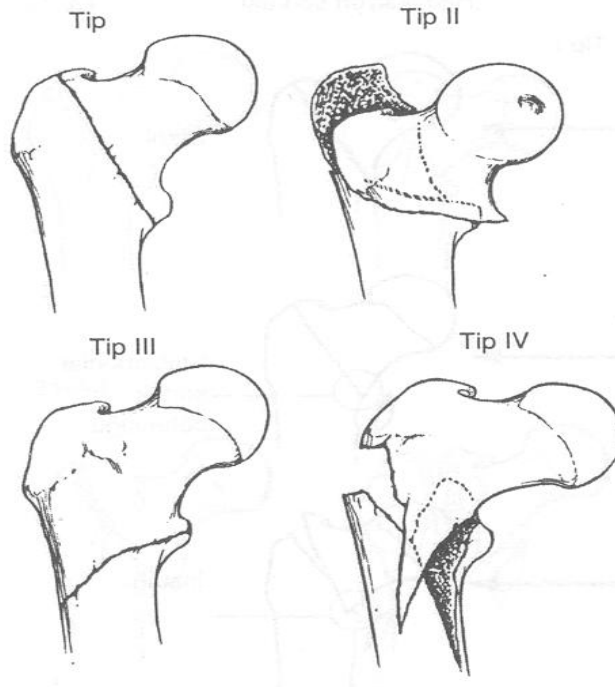
Tip1: İntertrokanterik hat boyunca tek bir kırık hattı vardır. Redüksiyon genellikle kolaydır. Stabil kırıklardır.

Tip2: Parçalı olmayan kırıktır. Kırık hattı intertrokanterik çizgi boyuncadır. Ön-arka grafide kırık çizgi halinde görülmesine rağmen yan grafide başka kırık çizgileri de görülür. Parçalanma miktarına göre redüksiyonu ve tedavisi zordur.

Tip3: Bu kırık temel olarak subtrokanterik kırıktır. Çapraz bir kırık hattı proksimal femoral bölgede; trokanter minör seviyesinde veya tam distalindedir. Değişik derecelerde parçalanma mevcuttur. Bu kırığın redüksiyonu genelde çok zordur. Ameliyat sırasında veya iyileşme döneminde çok komplikasyonu vardır.

Tip4: Bu kırık trokanterik bölge ile proksimal femur shaftının kırığıdır. En az iki planlı bir kırıktır. Bunlardan biri genelde sagittal plandadır. Bu plan kırığın rutin ön-arka grafilerde görülmesi çok zordur. Eğer açık redüksiyon internal tespit yapılacaksa iki planlı tespit gerekir. Çünkü femur shaft kırığı oblik, spiral veya kelebek tarzı kırık olabilir.

Boyd ve Griffin Tip 3 ve tip 4 kırıkların tedavisi zordur. Boyd ve Griffin serileri intertrokanterik kırıkların 1/3'ünü izah eder.



Şekil 2.4.3: Boyd ve Griffin sınıflaması

2.4.4 Ortopedik Travma Birliği (Orthopaedic Trauma Association, OTA) sınıflaması:

Ortopedik Travma Birliğinin alfa sayısal kırık sınıflamasına göre intertrokanterik kalça kırıkları Tip 31A dır.

Bu sınıflamada kırıklarda 3 gruba ayrılır. Bu gruplar da kendi içinde parçalı olma derecesi ve kırık hattının oblikliği esas alınarak subgruplara ayrılır (Şekil 2.4.4).

Grup 1: Basit 2 parçalı kırıktır. Oblik kırık hattı trokanter majörden medial kortekse doğrudur. Trokanter majörün lateral korteksi sağlamdır.

Grup 2: Posteromedial bir parçanın olduğu parçalı bir kırıktır. Bu kırıklarda da trokanter majörün lateral korteksi sağlamdır. Bu kırıklar medial parçanın büyüklüğüne bağlı olarak genelde stabil olmayan kırıktır.

Grup 3: Kırık hattı medial ve lateral korteks boyunca uzanır. Bu grup ters oblik kırıkları içine alır.

2.4.4.1Ortopedik Travma Birliği alfasayısal kırık sınıflaması:

31-A Femur, Proksimal Trokanterik

31-A1 Basit Pertrokanterik

31-A1.1 İntertrokanterik hat boyunca

31-A1.2 Trokanter majörün içinden geçen

31-A1.3 Trokanter minör altından

31-A2 Çok parçalı pertrokanterik

31-A2.1 Bir ara fragmanlı

31-A2.2 Birkaç ara fragmanlı

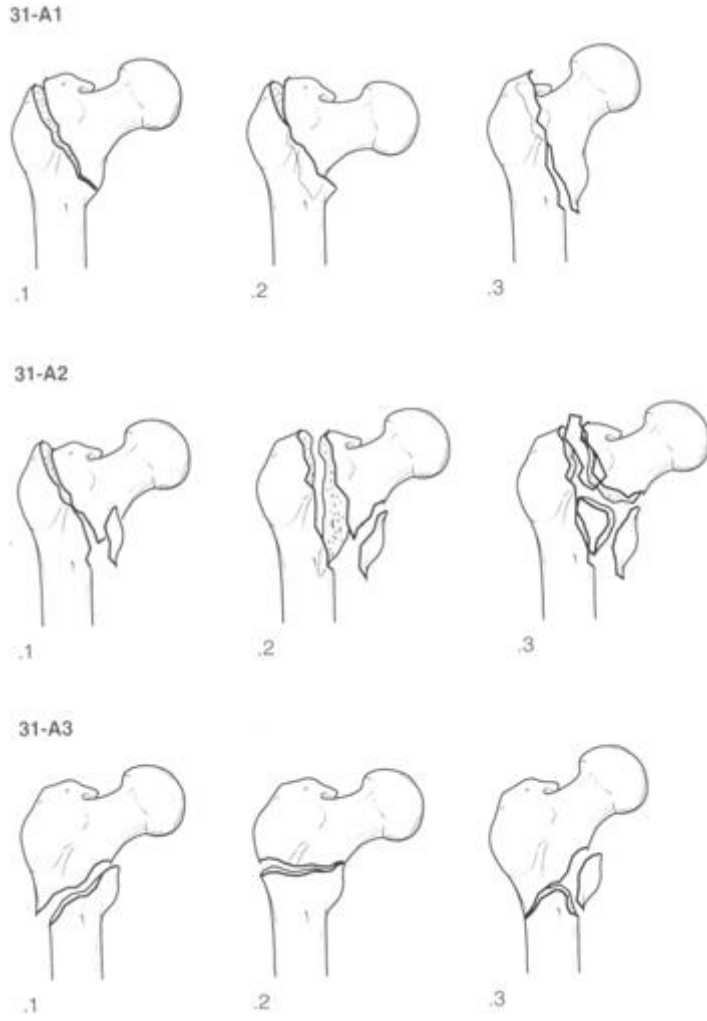
31-A2.3 Trokanter minörün 1 cm'den daha aşağısına uzanan

31-A3 İntertrokanterik

31-A3.1 Basit oblik

31-A3.2 Basit transvers

31-A3.3 Çok parçalı



Şekil 2.4.4: OTA Sınıflaması

2.5 Kalça Artroplastisinin Biyomekaniği

Biyomekanik çalışmalardan elde edilen bilgiler kalça eklemi ilgilendiren hastalıkların hem patogenezinin anlaşılmasında hem de tedaviye yol göstericidir. Yeni implantların geliştirilmesindeki hukuki, ticari ve etik kaygılar da biyomekanik çalışmalar için önemli bir motivasyon oluşturur. Yeni bir protez geliştirirken, belirli bir tasarımın üstünlüğü veya olası sorunların klinik uygulamalardan önce belirlenmesinin önemi biyomekanik testlere olan ilgiyi artırmıştır(29). Kalça artroplastisinde (KA) amaç ağrısız ve fizyolojik eklem hareketlerinin kazanılmasıdır.

Bunu gerçekleştirebilmek için kalça artroplastisinde ile günlük yaşam aktivitelerinin gerektirdiği tekrarlayan yüklenmelere karşı koyabilecek stabil ve dayanıklı bir mekanik yapı oluşturulmalıdır.

2.5.1 Eklem hareketlerinin kinematığı

Kinematik, eklemin hareket esnasındaki açısal hareketlerini inceler. Anlaşılır bir ifade ile, yürümenin basma ve salınım fazlarında pelvis, kalça, diz ve ayak bileğinde gözlenen ve ölçülen hareketleri içerir. Kalça ekleminin hareketi, femur başının orta noktası merkez olmak üzere bu merkezin etrafında dairesel hareket şeklindedir. Kalça eklemi bilyalı mafsalsal (ball and socket) türünde bir eklemdir. Hareketleri üç düzlemde (sagittal, koronal ve transvers düzlemlerde) rotasyon tarzındadır. Kalça, sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon, transvers düzlemde iç ve dış rotasyon hareketlerini yapar (30,31). Sagittal düzlemde, pelvis yaklaşık 15 derece inklinasyon yapabilir. Ayağın yere ilk temasında, pelvis fleksiyondadır, basma fazında ise tam ekstansiyona gelir. Topuğun ve ayağın yerden kalkmasıyla kalçada fleksiyon başlar ve ayağın havada kaldığı salınım boyunca kalça fleksiyon yapmaya devam eder (30). Koronal düzlemde ise pelvis oblik hareket eder. Salınım fazı başlangıcında, pelvis hafifçe aşağı düşük, kalça abduksiyondadır. Daha sonra basma tarafındaki abdükörlerin kasılmasıyla salınım tarafındaki hemipelvis hafifçe yukarı kalkar ve salınım tarafındaki ayağın yerden uzaklaşmasını kolaylaştırır. Salınım fazının sonunda pelvis ve kalça göreceli olarak nötral bir pozisyondadır. Kısalık olan hastalarda, pelvisin oblik hareketi artmıştır. Pratik olarak, kısalığı olan hastalar yürürken kısa ekstremitenin üzerine iner, uzun ekstremitenin üzerine çıkarlar. Bu da ağırlık merkezinin düşey yer değiştirmesini ve enerji harcamasını artırır. Yer tepkimesi kuvveti, kalça kuvvetleri, kinetik enerji ve oksijen tüketimini esas alan çalışmalar 20 mm'lik bir kısalığın bile yürüme fonksiyonunu etkilediğini göstermiştir. Yürümedeki bozulmaların yaşlı hastalarda ve akut kısalıklarda daha belirgin olduğu saptanmıştır (32). Bu da kalça artroplastisinde ekstremiteler uzunluklarının eşitliğine önem verilmesi gerektiğini gösterir. Transvers düzlemde ise, pelvis adım uzunluğunu artırmak amacıyla rotasyon yapar. Pelvisin rotasyonu

kalça rotasyonu ile kompanse edilerek ekstremite ilerleme hattında tutulur. Normal yürüyüş esnasında pelvis ve kalçanın rotasyonu çok azdır (30).

Fleksiyon	135°
Ekstansiyon	10-30°
Abduksiyon	40-45°
Adduksiyon	20-30°
İç rotasyon	35-40°
Dış rotasyon	45°
İç rotasyon (90° fleksiyonda)	45°
Dış rotasyon (90° fleksiyonda)	40°
Abduksiyon (90° fleksiyonda)	65-90°
Adduksiyon (90° fleksiyonda)	40°

Tablo 2.5.1: Kalça ekleminin hareket genişlikleri (84)

Birçok insanın kalçasında 120-140 derecelik fleksiyon ve ekstansiyon, 60-80 derecelik abduksiyon ve adduksiyon ve 60-90 derecelik iç ve dış rotasyon hareketi vardır. Üç düzlemdeki kalça hareketlerinin toplamı 240-300 dereceye ulaşır (33).

Kalça ekleminin sublukse veya çıkık olması, femur başının proksimale ve laterale doğru yer değiştirmiş olması anlamına gelir. Bunun sonucu olarak, gluteus medius kası gevşer ve abduksiyon zayıflar. Yürüme esnasında ekleme etkileyen vücut ağırlığı yeterli abduksiyon yapılarak dengelenemeyeceği için, pelvik oblisite gelişir ve Trendelenburg yürüyüşü oluşur (34). Kalça ekleminin merkezini tespit etmek invazif olmayan yöntemler arasında en güvenilir olanı; spina iliaca anterior süperior ve symphysis pubis'i birleştiren çizginin ortasını almak ve 2'cm inferiora inmektir. Bulunan bu nokta, standart röntgen kullanarak bulunan gerçek merkezin 0.7 cm medialinde ve 0.8 cm süperiorundadır (35).

2.5.Kuvvetler-Kinetik

Kalça ekleminin kinetiği denince, kalça ekleminde hareketi oluşturan kuvvetlerin ve eklemden geçen yüklerin incelenmesi anlaşılır. Ancak, eklem hareketlerinin aksine, hareketi oluşturan kuvvetler gözle görülmezler ve kalça

eklemine etki eden kasların sayıca çok olması bu kuvvetlerin hesaplanmasını güçleştirir.

Bir ekleme rotasyon eksenini dışından etki eden bir kuvvetin döndürücü etkisine moment (tork) denir. Kas kuvvetleri gibi iç kuvvetler yanında yerçekimi kuvveti ve yer tepkimesi kuvveti gibi çeşitli dış kuvvetler de etki ederek moment oluştururlar. Kalça eklemine iç ve dış kuvvetlerin etkisiyle oluşan momentler arasında bir denge vardır. Sağlanan denge dinamik ise eklem hareketi oluşur, statik ise eklem stabilize olur. Kalça eklemine, eklem torku oluşumunda en büyük paya sahip olan, aktif kas kontraksiyonlarıdır. Kalça eklemi kuvvetlerinin doğrudan belirlenmesi zordur. Ancak, yürümenin basma fazında olduğu gibi aktivitelerin belirli anlarında yerçekimi kuvvetlerinin kasların karşı kuvvetleri tarafından dengelenmesi gerektiği açıktır. Ayrıca, momentler, eklem kuvvetlerine göre daha kolay ve güvenilir bir şekilde hesaplanabilir. Eklemde fleksiyon ve ekstansiyon oluşturan iç momentin büyük kısmını kasların ürettiğini bildiğimize göre, yürüme laboratuvarında ölçülen dış momentleri kullanarak kaslardaki ve eklem yüzeylerindeki internal kuvvetler hakkında çıkarım yapılabilir. Yürüme sırasında kalça, diz ve ayak bileğindeki net fleksiyon ve ekstansiyon momentleri şöyle özetlenebilir (36). Tipik olarak, ilk temasta alt ekstremiteye gelen yüklerin dengelenmesi için kalçada net ekstansiyon momenti, dizde net fleksiyon momenti, ayak bileğinde net dorsifleksiyon momenti gerekir. Yüklenme fazına girerken kalçada hala net bir ekstansiyon momenti vardır, diz momenti net ekstansiyon momentine dönüşür, ayak bileğinde ise net plantarfleksiyon momenti oluşur. Basma ortasında, kalçadaki net ekstansiyon sıfıra iner, diz tekrar fleksiyona döner ve ayak bileğinde plantarfleksiyon devam eder. Basma sonunda, kalça fleksiyona döner, diz fleksiyonda kalır ve ayak bileği plantarfleksiyonu devam eder. Salınım öncesinde, sadece diz momenti yön değiştirerek fleksiyondan ekstensiyona döner. Elektromiyografik veriler, topuk teması sırasında kalça ve dizde hem fleksör hem de ekstensörlerin aktif olduğunu gösterir. Yürüme döngüsünün bu fazındaki antagonist kas aktivitesi ekstremitenin ilk temasta stabilize edilmesi gerekliliğine bağlanmaktadır. Yürüme analizindeki bu hareket ve kas aktivasyon kalıpları kinematik analizler için yeni modeller geliştirilmesinde çok yararlı bilgiler sağlamaktadır (31).

2.5.3 Kalça eklemi kuvvetleri

2.5.3.1 Tanım ve Yöntemler:

Eklem yüzeylerine etki eden ve kalça rotasyon merkezinden geçen kuvvet kalça eklemi temas kuvveti (*hip joint contactforce*) olarak tanımlanmaktadır. Kalça temas kuvvetinin büyüklüğünün bilinmesi önemlidir. Protezlerin tasarımını geliştirmek için biyomekanik testlerde bu büyüklükte kuvvetler kullanılmaktadır.

Günlük aktiviteler sırasında kalça ekleminden geçen kuvvetleri belirlemek için iki yaklaşım vardır. Birincisi, matematiksel yöntemlerdir. Burada, dışarıdan gözlemle yapılan ölçümlerden çeşitli modeller geliştirilir ve bunlar üzerinden yapılan matematik hesaplar aracılığı ile iç kuvvetler hakkında bilgiler bulunur. İkinci yaklaşımda ise araştırmacılar, ölçüm cihazlı protezler implante ederek çeşitli aktiviteler sırasında oluşan kuvvetleri doğrudan *in-vivo* ölçmüşlerdir. Bu cihazlar proteze yerleştirilmiş olan genleşme ölçerler (*strain-gauge*), pil ve vericiden ibaret olup yayınladığı veriler bilgisayarlı bir sistemde anında görülmekte ve kaydedilebilmektedir. Her iki yöntemin de avantaj ve dezavantajları vardır. Ölçüm cihazlı protez çalışmaları kas kuvvetleri ile ilgili bilgi vermez ve olgu sayısı sınırlıdır. Analitik yöntemler ise, noninvazivdir ve çok sayıda olgunun kolayca incelenebilmesine olanak verir. Buna karşılık, esasen varsayımsal modellerdir. Örneğin, kuvvet kolu uzun olan büyük kasların eklem torku oluşturmada en büyük paya sahip olduğu düşünülerek, diğer kasların analize katılmaması matematik modellerde sık kullanılan bir basitleştirme yöntemidir.

2.5.4 Matematik yöntem:

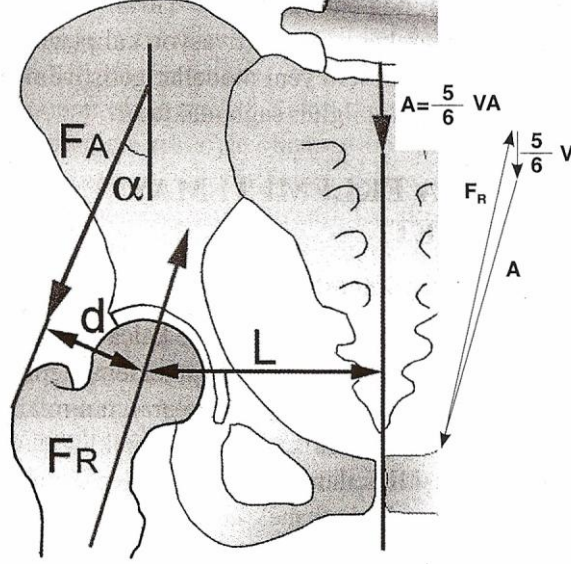
Tek bir parametrenin kalçanın yüklenmesi üzerine etkilerini değerlendirebilmek için tek bacak üzerine basma anında kalçanın basitleştirilmiş bir mekanik modeli kullanılabilir (Şekil 7.1). Bu modelde kalçaya etkiyen kuvvetler koronal planda gösterilmektedir. Kalça eklemine desteklediği vücut ağırlığı tek bir kuvvet (A) ile gösterilmektedir. Tipik olarak, kalça eklemi toplam vücut ağırlığının (VA) altıda-beşini taşır. Bu kuvveti dengeleyen kas kontraksiyonudur ve A'nın oluşturduğu kaldıraç kuvvetini karşılayarak pelvisi stabilize eder.

Bu modelde, kas kuvvetlerinin toplamı, gluteal kaslar yönünde etki eden net abduktor kas kuvveti olarak gösterilmektedir. Kalça eklemine etki eden A adduksiyon etkisi oluşturur. Buna eşit ancak ters yönde (abduksiyon) etki yapan kuvvetlere erişildiğinde stabil bir mekanik denge sağlanır. Bu denge matematiksel olarak şu denklem ile ifade edilir: $(FA \cdot d = \frac{5}{6} VA \cdot L)$

Bu denklemde (d) abduktorlar ile eklem merkezi arasındaki minimum mesafeyi; (VA) vücut ağırlığını; (L) vücudun yerçekimi merkezinden eklem merkezine yatay uzaklığı ifade eder. Bu denklem, net abduktor kuvveti belirlemek için yeniden düzenlendiğinde $FA = \frac{5}{6} VA(L/d)$ olur. Bu, stabilitenin korunması için gerekli abduktor kuvvetin L ile d arasındaki oran ile ilişkili olduğunu gösterir. Bu oranın tipik değeri olan $L/d = 2.5$ için, abduktor kuvvetin tahmin edilen değeri VA'nın 2.1 katıdır. Bu ifadede görülmektedir ki abduktor kuvvet (ve dolayısıyla toplam eklem kuvveti) kalça eklemi üzerine doğru eğilerek (L azaltılarak) veya femur başı merkezinden abduktor yapışma yerine olan uzaklığı artırarak (d artırılarak) azaltılabilir. Ayrıca, femur boynunun valgusu ne kadar artarsa, L/d oranı da artmakta, dolayısıyla VA'yı dengelemek için gereken abduktor kuvvet artmaktadır. Vektörlerin toplanmasında kullanılan paralelogram kanunu uygulanarak kalça eklemine etki eden toplam kuvvetin (FR) hesaplanması mümkündür (Şekil 10). (L/d=2.5 ise a açısının tipik değeri olan 200 için, öngörülen FR değeri VA'nın 2.88 katıdır. Dolayısıyla kalça eklemine desteklediği toplam kuvvet hemen hemen abduktor kuvvet (2.1 VA) ile taşınan vücut ağırlığının (0.83 VA) aritmetik toplamına eşittir(37)

Bu analiz göstermektedir ki, eklem tepki kuvveti esasen eklem hareketini kontrol eden kas kuvvetlerinin büyüklüğü tarafından belirlenmektedir. Kaslar eklem, yerçekimi merkezine kıyasla daha kısa bir mesafeden etki ettiği için kas kontraksiyonunun oluşturduğu kuvvet, dengeyi sağlamak için VA'dan kat kat yüksek olmaktadır. Daha fazla eklem hareketi gerektiren aktivitelerde (örn., koşma, merdiven çıkma), vücudun yerçekimi merkezi eklemde daha da uzaklaşacak, bu da kas ve eklem tepki kuvvetlerinin çok artmasına neden olacaktır.

Ancak, kalça kuvvetlerinin net etkisi hem moment kollarındaki değişikliklere hem de kas aktivasyon kalıplarına bağlıdır. Herhangi bir andaki net bileşke kuvvet tüm kas, bağ (kapsül, nedbe) ve eklem temas kuvvetlerinin vektör toplamıdır(38).



Şekil 2.5.4:Sağ bacak üzerinde dururken kalçaya etki eden kuvvetlerin analizi için oluşturulan serbest cisim diagramı ve paralelogram kanununa göre F 'yi hesaplamak için kurulan kuvvet üçgeni (Kısaltmalar metinde açıklanmıştır)(38).

2.5.5 Net kuvveti artıran ve azaltan faktörler

Tek kalçasında sorun bulunan hastaların yük taşımaması önerilir. Ancak, mecbur kaldıklarında yükü aynı tarafta taşımaları, vücudu dik ve yüküde vücuttan biraz uzakta tutmaları durumunda kalçada yük artışı olmayacak hatta bir miktar azalma olacaktır. Diğer kalçada ise %50'lik bir yüklenme artışı oluşacaktır. Taşınan yük iki taraf eşit olarak dengelenirse her iki kalçanın da yüklenmesinde artışa neden olacak, ancak omurganın daha dengeli yüklenmesini sağlayacaktır.

Doğrudan kalça üzerine düşme sonucu kalça çevresindeki kemik ve yumuşak dokuların aldığı darbe büyük bir kuvvettir. Bu kuvvetin yalnız %15'i yumuşak dokular tarafından soğurulur. Kas kontraksiyonu da bu kuvvette anlamlı bir azalma sağlamaz. Genç ve sağlıklı bir kemik bu kuvvetin iki ile dört katına bile dayanırken,

osteoporozu olan yaşlılarda kırık sayısının yüksek olmasında bu darbe kuvvetinin önemi büyüktür (38).

2.5.6 Kuvvetlerin yönü

Kuvvet vektörel bir büyüklük olduğu için uygulanma noktası ve büyüklüğü kadar yönü de çok önemlidir. Çeşitli aktiviteler sırasında kalça kuvvetinin yönünün bilinmesi yapılacak rekonstrüksiyon açısından cerraha yol gösterici olacaktır. Kalçadaki kasların kontraksiyonları yüklem büyük kısmını oluşturduğu için femur başına gelen net kuvvet kalçanın pozisyonu ne olursa olsun çok fazla yön değiştirmez, çünkü kasların yönü femuru izler ve hemen hemen aynı çizgi üzerindedirler. Diğer taraftan, çeşitli aktiviteler sırasında kasların yönleri pelvise göre belirgin değişiklik gösterir ve buna bağlı olarak, asetabulumdaki net kuvvetler de (daima femur başındakilere eşit ve ters yönde) önemli yön değişikliği gösterir (39).

2.5.7 Kuvvetlerin dağılımı

KA sonrası stres transferi komponentlere ve arayüzelere gelen stresler :

Normal şartlarda stres, femura bükülme ve aksiyal kompresyon şeklinde olur. Ameliyat sonrasında ise stresin femura dağılımında ciddi bir fark vardır (40). Stres, kemik/çimento/protez arayüzeyinden makaslama ile geçer. Yük aktarımındaki bu değişim, arayüzeyde stres artışına ve kemiğin proteze uzak kalan bölümlerinde daha az yük dağılımına sebep olur. Protez ile kemik arasındaki bükülme sertliği (*stiffness*) farkına (yaklaşık 10:1 oranında) bağlı olarak arayüzeydeki makaslama stresleri artar (38). Kalça artroplastisinin uzun ömürlü olması çeşitli faktörlere bağlıdır. Protezin tasarımı, kemik stoğunun kalitesi, hastanın aktivite düzeyi, implantın uygun konulması ve yönü bunlardan önemlileridir (38). Cerrahın kontrolü dışında olan preoperatif hazırlık ve intraoperatif gerekli sterilite önemlidir. Gerek röntgen tetkikleri ve gerekse otopsi çalışmaları fiksasyon kaybının protez-çimento arayüzeyinde başladığı görülmüştür (41). Femura binen yükler stresin dağılımını ve çimentodaki streslerin büyüklük ve yönünü belirler. Bu yükler ise kalça eklemine

geometrisiyle yakından ilişkilidir. Kalça eklemine yapısındaki değişiklikler, primer stabiliteye ve kemik remodelasyonuna etkili olduğu kabul edilir (38).

2.6 Çimentolu komponentler

Kemik çimentosunun yapıştırıcı etkisi yoktur. Bu nedenle kemik ile çimento arayüzeyinin mekanik dayanıklılığı çimentonun kemik trabeküleri arasına nüfuz etme seviyesi ile alakalıdır. Stabil bir fiksasyon için 3 mm'lik bir kilitleme önerilmektedir. Kilitlenmenin sağlanması, mekanik performans açısından çok önemli olduğundan cerrahın çimentolama tekniği önemlidir(43,44,87). Kleemann ve ark. klinik olarak, özellikle anteversiyona dikkat edilmesi gerektiğini söylemişlerdir (42,87). Sonlu eleman analizi çalışmaları, çimento streslerinin protezin en proksimal ve en distal uçlarında fazla olduğunu göstermiştir. Biyomekanik çalışmalar ve otopsielerde çimentolu femoral komponentlerin çimentonun en distali ve en proksimalinde çimento ile protezin ayrıldığını göstermiştir. Bu sebepten dolayı protezlerin proksimal ve distal tasarımları değiştirilerek çimentonun en distali ve en proksimale gelen stresin azaltılabileceği bildirilmiştir (45). Protez-çimento arayüzeyinde ayrışma cerrahları pürüzlü yüzey kullanarak protez-çimento bağlantısını sağlamlaştırmaya itmiştir. Femoral komponentin gevşemesinde protez ile çimento arayüzeyinde ayrışma ve çimentonun kırılması şeklindeki mekanik olaylar ön plandadır. Sonlu eleman analizi ortamında yapılan çalışmalarıında 1 mm'lik çimento mantosunda boylu boyunca çatlaklar geliştiği saptanmış ve bunların gevşeme açısından daha tehlikeli olacağı söylenmiştir (46).

2.6.1 Kalça Artroplastisinde Çimentolu Femoral Komponent

Kalça Artroplastisinde (KA) iyi bir sonuç elde etmek için protezi kemiğe uygun bir şekilde tespit etmek şarttır. Bu amaçla günümüzde iki yöntem vardır. Bunlardan birincisi kemik çimentosu ile tespit olup ilk kez 1961 yılında Sir John Charnley tarafından uygulanmıştır. Diğerisi ise komponentlerin yüzeyine uygulanan özel kaplamaların içine kemik büyümesi ile sağlanan doğrudan tespit yöntemidir (47,48). Cerrahi sırasında kemik, çimento ve implant arasında bir kompozit yaratılmakta ve çimento bu kompozit içinde protez yüzeyi ile kemik yüzeyi arasında düzenli bir yük aktarımı sağlamaktadır (47,48). Çimentolu tespitinin yaygınlaşmasını izleyen yetmişli

yıllarda gözlenen aseptik gevşeme sorunu başlangıçta çimento suçlanmıştı. Zamanla aseptik gevşemenin biyomekanik ve biyolojik unsurları içeren karmaşık bir süreç olduğu anlaşıldı. Çimentonun implantı kemiğe tespit etmenin en etkili yöntemlerinden biri olduğu anlaşılmıştır.

Charnley protezi ile uzun dönemde iyi sonuçlar bildirilmiş, bu oranların diğer protezlerin başarısını değerlendirmede altın standart olması gerektiği önerilmiştir (49,50). Ancak bu başarı sadece bazı tasarımlar ile sınırlı kalmış, daha iyi sonuçlar elde etmek için yapılan bazı değişiklikler umulanın aksine daha erken ve yüksek gevşeme oranları veya osteolizle sonuçlanmıştır (51). Örneğin. kemik, çimento ve protezin oluşturduğu kompozit malzemenin içindeki her bir komponentin elastisite modülü birbirinden farklı olması nedeniyle döngüsel yüklenmeler sırasında yüzeyler arasında farklı mikro-hareketler meydana gelmektedir. Çimentolu tespiti geliştirmek için öne sürülen fikirlerden biri de bu mikro-hareketleri sınırlandırmak olmuştur. Bu nedenle pürüzlü yüzeyli protezler kullanılmıştır . Ancak alınan sonuçlar düzgün yüzeyli protezlerle alınan sonuçlar kadar iyi bulunmayınca terkedilmiştir (52). Artroplastinin başarısını belirleyen birçok unsur vardır. Bunları hasta seçimi, implant seçimi ve cerrahi teknik başlıkları altında özetlemek de mümkündür.(53,54)

Bu pratik yaklaşım cerrahın özellikle kendi kontrolü ve sorumluluğu altındaki noktalara odaklanması açısından faydalı olacaktır (38).

2.6.2 Çimentolama tekniğinin önemi ve klinik sonuçları

Birinci jenerasyon çimentolama tekniği ile uygulanmış olan protezlerde başarısızlık oranı 10 senelik takiplerde %40'lara varmıştır. Charnley'in temel prensiplerine uyularak yapılmış olan çalışmalarda bile %30'lar oranında yetmezlik ve gevşeme bildirilmiştir(55,56). Geliştirilen çimentolama teknikleri ile çok daha iyi sonuçlar elde edilmeye başlanmıştır. Mulroy ve ark.(57) ikinci nesil çimentolama tekniği kullanarak uygulamışlar. Çimento mantosunun ince olması ya da içinde defektler bulunmasının ise femoral komponentin gevşemesine neden olduğunu bulmuşlardır (57).

2.6.3 Maliyet

Femoral komponentin çimentolu ya da çimentosuz uygulanması arasındaki belirleyici farklılıklardan biri de maliyettir. İlk bakışta çimentolu protezler daha az maliyetli bulunarak özellikle yaşlı hastalarda tercih edilmiştir. Ancak modern çimentolama yöntemleri ile durumun böyle olmadığı anlaşılmaktadır. Barrack ve ark.(58) çimentolu ve çimentosuz femoral stemleri maliyet açısından karşılaştırmış ve implant maliyeti olarak çimentosuz stemlerde daha fazla olmakla beraber çimentolamanın getirdiği ek maliyetler dikkate alındığında modern çimentolamanın daha pahalı olduğu sonucuna varmışlardır (58).

2.6.4 Cerrahi uygulamalarda dikkat edilmesi gereken noktalar

Cerrahi uygulamada femoral kanalın hazırlanmasının, çimento hazırlanmasının, çimentonun basınçlı olarak uygulanmasının, femoral komponentin santralizasyonu ve çimento mantosunun kalınlığının önemine değinmek gerekir. Çağdaş çimentolama tekniğinde amaç kemik ile çimento arasında daha iyi kilitleme sağlanması ve dayanıklı bir ara yüzey elde edilmesidir. Bu amaçla cerrahi uygulamada kemik yatağın tam olarak temizlenmesi, kanalın distalinde tıkaç, proksimalinde conta kullanarak basınçlı çimento uygulama tekniklerine özen gösterilmelidir (59). Femoral kanalın oyulması sırasında spongioz kemiğin aşırı alınması kemik-çimento ara yüzeyini zayıflatıp erken gevşemeye yol açabilir(60). Aşırı oyma riski nedeniyle oyma işlemi dikkatli bir şekilde yapılmalı ve raspa kullanımı tercih edilmelidir (61). Kullanılan protezin tasarımına göre, stem merkezi bir konumda yerleştirildiği zaman kalkar bölgede yeterli bir çimento tabakası kalınlığı elde edilemeyecek ise kalkar bölgesindeki kemiğin yeterince alınması gerekir (62). Çimentonun basınçla uygulanabilmesi için kullanılan tıkaçlar başlangıçta çimento veya kemik parçaları kullanılarak yapılmışsa da bu hem çok vakit alan hem de bazen etkili olmayan bir yöntemdir (63). Zamanla femurun medullasını tıkamak için polietilen tıkaçlar kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, laboratuvar çalışmaları çimento tabancası ve proksimalde conta kullanılarak yapılan çimentolama işleminde oluşan intramedüller basınca tıkaçları çok az dayandığını göstermiştir (64,65). Ayrıca, her marka tıkaçın aynı performansı göstermediği

bulunmuştur (66,67). Bazı tıkaçların kemik ile yapılan tıkaçlar kadar dahi etkili olmadığı da gösterilmiştir (68).

Kuramsal avantajına karşın uygulamadaki zorluklar dikkate alınarak tıkaç stemin ucundan yaklaşık 2 cm daha aşağıda olacak şekilde yerleştirilmeli ve sıkıca oturması sağlanmalıdır (60). Yıkama işleminin basınçlı bir şekilde mi yoksa basit şırıngalar ile mi yapılacağı tartışmalı olsa da çirintonun nüfuz edebileceği temiz ve kuru bir kemik yatağı elde edebilmek için çimentonun koyulmasından önceki aşamada kanal iyice yıkanmalı ve temizlenmelidir (59,60). Günümüzde çimentonun vakum altında karıştırılması tercih edilmelidir. Bunun poroziteyi azaltarak, mekanik dayanıklılığı artırdığı düşünülmektedir. Çimento, çimento tabancası kullanılarak, yavaş ve devamlı bir basınç ile kanala distalden proksimale doğru koyulmalıdır. Optimal bir çimento mantosu kalınlığı sağlamak için merkezleyicilerin kullanılması önerilmektedir (69). Çimento kalınlığının proksimalden distale homojen bir şekilde olmadığı ve en az 2 mm'lik bir çimento mantosunun elde edilmediği olgularda erken aseptik gevşeme oranı yüksek bulunmuştur (70). Ayrıca, protezin varus veya retroversiyonda yerleştirilmesi hem gevşeme hem de instabilite açısından sakıncalı görülmektedir (60). Varus pozisyonu proksimalde medial, distalde lateral zonlarda ince bir çimento mantosunun oluşumuna yol açmakta bu da erken aseptik gevşemelere neden olmaktadır (72). Beş dereceden daha fazla bir varusun erken aseptik gevşemeye yol açtığı bildirilmiştir (55,70,72,).

3) GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için 3 adet Synbone marka yapay femur modeli kullanıldı.

Birinci modelde çimento kalınlığını belirlemek amacıyla intertrokanterik kırık oluşturulup, kullanılacak olan diğer iki model kemiğin medullalarına eşit miktarda ve eşit uzunlukta olması için standart straight system femoral komponent oyuncusu ile rimerize edildi. (Şekil 3.1) İkinci model kemiğe intertrokanterik kırık oluşturulup, aynı boy oyuncuları kullanılarak rimerize edildikten sonra straight system çimentolu parsiyel kalça protezi uygulandı.(Şekil 3.2) Üçüncü model kemiğe ise kalkar defektli intertrokanterik kırık oluşturulup aynı oyuncuları ile rimerize edildikten sonra yine aynı çimentolu parsiyel kalça protezi uygulandı. Kalkar defektli bölgeye kemik çimentosu ile destek yapıldı. (Şekil 3.3) Parsiyel protez uygulanan model kemiklerden protez çıkartıldı.



Şekil 3.1:Rimerize edilen İntertrokanterik kırık



Şekil 3.2:Çimentolu parsiyel kalça protezi kullanılan intertrokanterik kırık

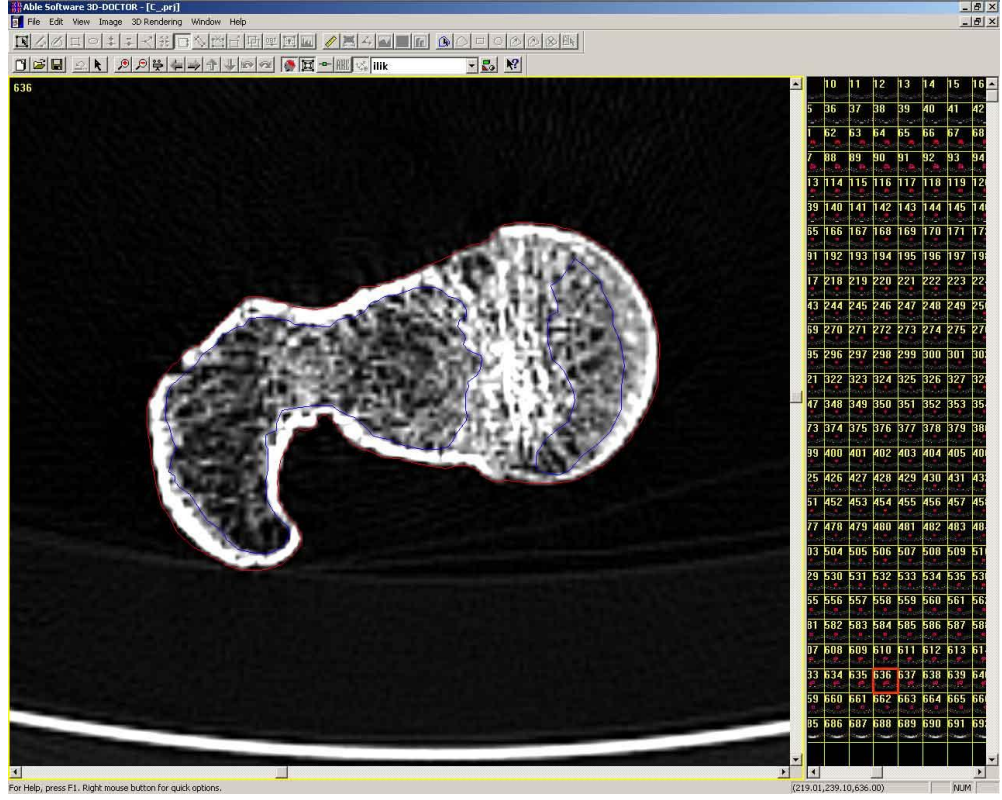


Şekil 3.3:Kalkar defektli İntertrokanterik kırık



Şekil 3. 4: Üçünün birlikte görünümü

Daha sonra tüm model femurlar, Siemens Somatom Sensation 16 Multi Detector (Forchheim, Germany) cihazı ile tarandı ve metafizer bölgeden 2-4 mm, diafizer bölgeden 5-9 mm'lik aralıklarla bilgisayarlı tomografi kesitleri elde edildi (Şekil 5). Bu kesitlerin Voxel boyutları X ve Y koordinatlarında 0.74 ve Z koordinatında ise 0.7' idi.



Şekil 3.5: Femurun bilgisayarlı tomografi kesiti

(Toplam 632 kesit elde edilmiştir)

Bilgisayarlı tomografi kesitleri 3D-Doctor 3.5.050106 (Able Software, USA) yazılımı ile rekonstrükte edilerek kortikal ve kansellöz kemiğin üç boyutlu katı modeli elde edildi. Böylelikle kemiğin elde edilen katı modeli, ANSYS Workbench 12.1 (ANSYS, Inc., USA) yazılımı ile analiz edildi.

Bilgisayar ortamında kalkar defektli modelde kalkar bölgesindeki sement kalınlığı ölçüldü. Bu bölgede sement kalınlığı 15-17 mm arasında bulundu. Bu modele **kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli** adı verildi.

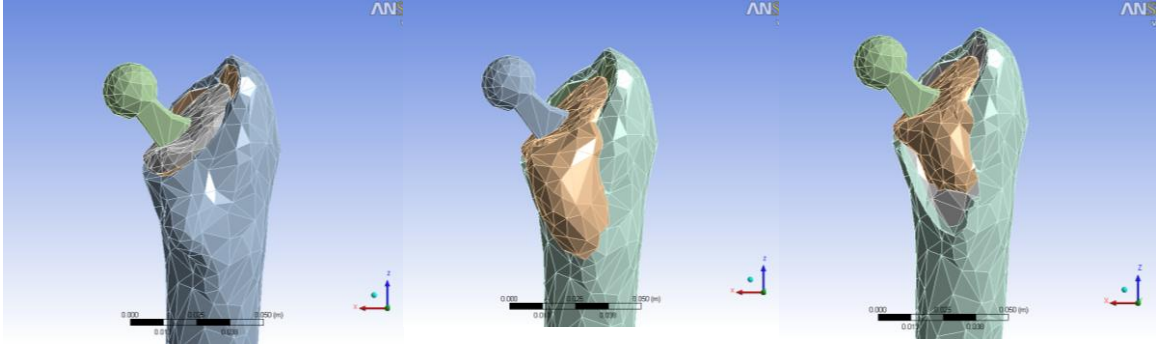
Bilgisayar ortamında bu model üzerinde kalkar bölgedeki sement kalınlığı 4-5 mm arasında olacak şekilde inceltildi. Bu modele ise **kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli** adı verildi.

Böylelikle çalışmada;

Kalkar defeksiz trokanterik kırık modeli,

Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli

Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli olarak üç model oluşturulmuş oldu.(Şekil3. 6)



Şekil 3.6: Kalkar defeksiz trokanterik kırık, kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli ve kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli görselleri

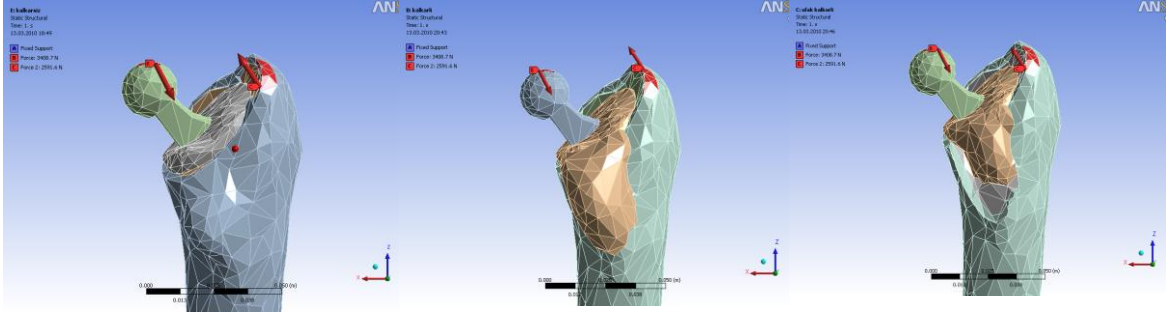
Tüm bu analizlerde kemik doku homojen izotropik lineer elastik bir materyal olarak ele alındı. Gerçekte kemik doku, kortikal ve kansellöz yapılarının farklı özelliklerde olması nedeniyle heterojen, lineer olmayan, anizotropik bir özellik gösterir. Ancak bu çalışmada amacın biyomekanik özellikleri etkileyen değişkenlerin incelenmesi ve karşılaştırmalı biyomekanik analiz olması nedeniyle kullanılan ortalama özellikler yeterli doğruluktadır. Kemiğin mekanik özellikleri Tablo 3.1 de verilmiştir.

Kemik doku	Elastik modülüs (N/mm ²)	Poisson oranı
Kortikal kemik	12000	0,32
Kansellöz kemik	400	0,3
Sement	2200	0,3
Krom-Kobalt	210000	0,3

Tablo3.1:Kemik dokunun ortalama mekanik özellikleri (71)

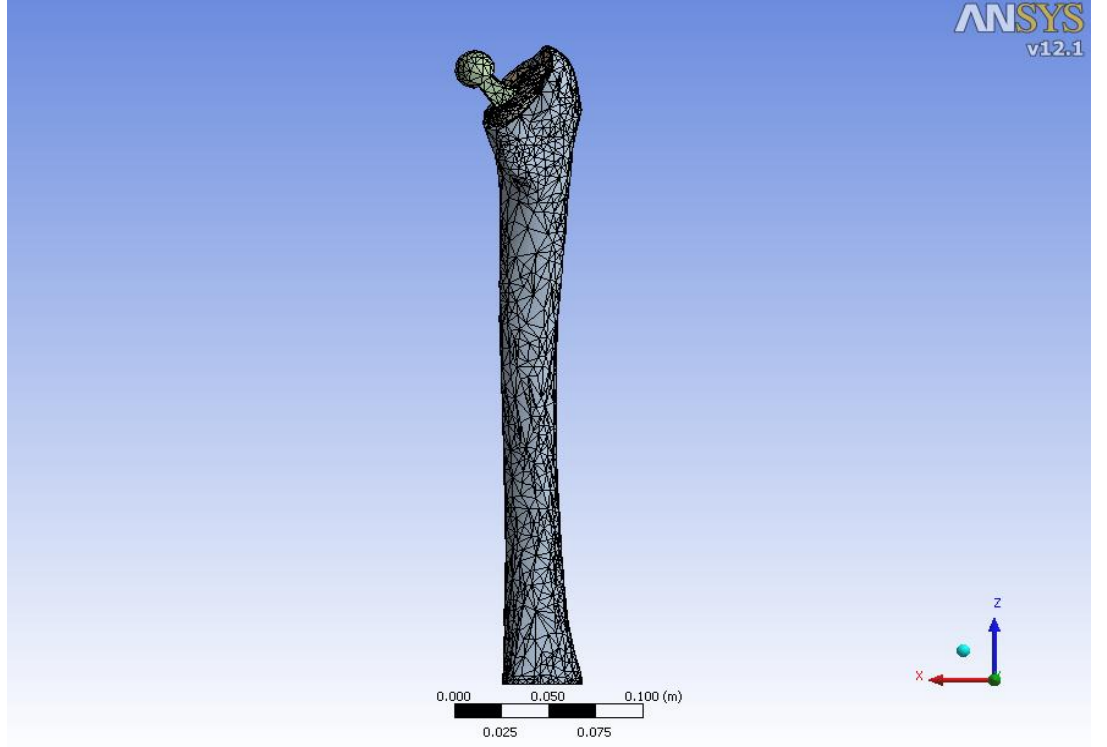
ANSYS modeli oluşturulması:

Daha öncesinde aktif bir kişide ANSYS yöntemi kullanılarak, agresif bir yürüyüşle yorucu bir yükleme durumu elde edilen bir model, bu çalışmada kullanıldı. Bu durum için (41 Nm) kullanılan kalçalarda ölçülenleri (26-34 Nm) aşan ve aksiyel eğilme momenti oluşturan düzlem dışı bir yükleme bileşeni vardı. 750-N lik bir vücut ağırlığı düşünülüğünde, vücut ağırlığının 4.54 katı bir femur başı yükü (x,y,z= 1492 N, 915 N, -2925 N) ve vücut ağırlığının 3.45 katı bir büyük torakanter yükü (x,y,z= -1342 N, -832 N,-2055 N) kullanıldı. x-y ve -z eksenleri sırasıyla lateral, posterior ve aksiyel (proksimal) yönlerdeydi.



Şekil 3.7: Kalkar defeksiz trokanterik kırık modeli, kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli ve kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modelinde, femur üst ucuna etkiyen kuvvetler

Oluşturulan bu katı femur modeline yukarıda bahsedilen yükleme uygulandıktan sonra mesh (örümcek ağı benzeri 3 boyutlu bir geometri) yapısı oluşturuldu. Mesh yapısı element (eleman) ve node (düğüm) adı verilen alt birimlerden oluşmaktadır (Şekil 3.8). Bir mesh'in yapısını oluşturan temel yapıtaşları olan element ve node'ların sayısı o modelin karmaşıklığını göstermektedir. Oluşturulan modellerdeki element ve node sayıları aşağıda yer alan çizelgede gösterilmektedir.



Şekil 3.8: Femurun sonlu eleman analizinde oluşturulan mesh görüntüsü

Model	Node	Element
Kalkar defeksiz trokanterik kırık modeli	60303	33355
Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	61992	34564
Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	61325	34041

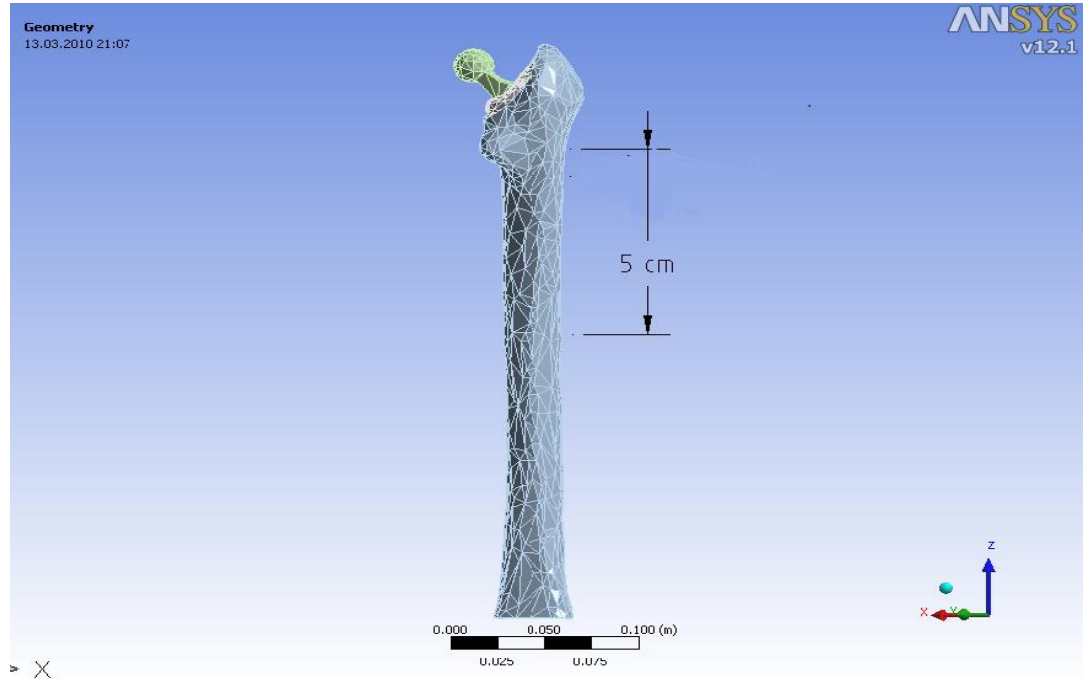
Tablo 3.2: Modellerin element ve node sayıları

Sonlu eleman analizi sonucunda elde edilen stres değerleri Paskal cinsinden olup Von Misses stres olarak isimlendirilir. Bu stres değerleri renk skalasından

makroskopik olarak ve her bir node'da numerik olarak elde edilebilir. İncelenen yapının Von Misses stres değeri yapının akma gücü (yield strenght)'nden yüksek ise yapıda yetmezlik gelişmesi beklenmelidir.

Femur boynuna sağlamlık veren ana yapı kalkar femoristir. Küçük trokanterin 2-3 cm distalinde femur cismi posteromedial kısmından başlayarak, femur boynunun arka alt duvarı ile birleşen ve lateralde büyük trokantere doğru inceleerek devam eden yoğunlaşmış lamellerden oluşan kemik yapıdır. Bu bölge, kırığın operasyon öncesi değerlendirilmesi ve tedavi planlaması açısından önem taşır (85,86).

Bu çalışmada kalkar bölgesini içine alacak şekilde her iki model kemikte trokanter minörden başlayıp distale 5 cm.lik kısma uzanan bölgenin yük dağılımları incelendi (Şekil 3.9).



Şekil 3.9: Trokanter minörden başlayıp distale 5 cm.lik kısma uzanan bölge

4) BULGULAR

Çalışmamız Sonlu Element Analizi ortamında ANSYS yazılımı ile iki model kemikte üç parametre incelenerek yapıldı. Bunlar

- 1)Kalkar defektsiz intertrokanterik kırık
- 2)Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık
- 3)Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık

Defekt oluşturulan kalkar bölgesindeki desteklenen sementin kalınlığı, kalın sement mantolu olan modelde 15- 17 mm, ince sement mantolu olan modelde 4- 5 mm arasında idi.

Öncelikle tüm model femurların node sayıları belirlendi (Tablo4.1). Daha sonra tüm femurun stress ortalamalarına bakıldı (Tablo4.2). Trokanter minör distali 5 cm. lik bölgenin node sayılarına (Tablo4.3) ve stres ortalamalarına (Tablo4.4) bakıldı.

Model	Tüm femurda seçilen node sayısı
Kalkar defektsiz trokanterik kırık modeli	3153
Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	3100
Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	3103

Tablo 4.1: Tüm model femurların node sayıları

Model	Tüm femurun stress ortalaması
Kalkar defektsiz trokanterik kırık modeli	22.9 MPa
Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	23.6 MPa
Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	24.2 MPa

Tablo4.2: Seçilen bölgedeki stress değerlerine bakıldı.

Model	Trokanter minör distali 5 cm. lik bölgenin nod sayıları
Kalkar defektsiz trokanterik kırık modeli	349
Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	349
Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	347

Tablo4.3: Seçilen bölgenin node sayıları

Model	Trokanter minör distali 5 cm. lik bölgedeki nodların stres ortalamaları
Kalkar defektsiz trokanterik kırık modeli	29.2 MPa
Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	29.9 MPa
Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	32.1 MPa

Tablo4.4: Seçilen bölgenin stres ortalama değerleri

Bu stress değerleri arasında anlamlı bir fark olup olmadığına bakıldı. İstatiksel yöntem için t-Test kullanıldı.(Tablo 4.5)

Tüm femur	Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli
Kalkar defektsiz trokanterik kırık modeli	P= 0,095422	P=0,005264
Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	P=0,095422	P=0,20624

Trokanter minör distali 5 cm. lik bölge	Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli
Kalkar defektsiz trokanterik kırık modeli	P=0,662715	P=0,209646

Trokanter minör distali 5 cm. lik bölge	Kalkar defektsiz trokanterik kırık modeli	Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modeli
Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli	P=0,662715	P=0,3725

Tablo4.5: Tüm femur ve trokanter minör distali 5cm.lik bölgenin istatistiksel karşılaştırmaları

Karşılaştırılan tüm değerlerde $p > 0.005$ dir. İstatistiksel açıdan anlamlı bir fark yoktur.

5) TARTIŞMA

Bu çalışmada kalkar femoris defekti olmayan intertrokanterik kırıklarda yapılan hemiartrplastiler ile kalkar femoris defektli femur üst uç kırıklarında diafizler sement desteği ile (kalkar bölgesinin sement ile oluşturulması) yapılan hemiartrplastilerde, femur üst ucundaki yük dağılımının sonlu element analizi ile tayini yapıp, aralarında yük dağılımı açısından fark olup olmadığı incelendi.

Sonlu Element Analizi ortamında ANSYS yazılımı ile iki model kemikte üç parametre incelenerek yapıldı. Bunlar, Kalkar defeksiz intertrokanterik kırık, Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık, Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modelleri idi.

Sementli kalça artroplastilerinde protez/fiksasyon kombinasyonunun primer görevi eklem yükünü protez yolu ile kemiğe taşımak ve bu yük taşınması ile beraber olan streslerin uzun dönemde yetmezlik oluşturmamasını sağlamaktır. Bunun anahtarı ise implant/kemik arası mesafedir. Oluşan stresler 4 ana unsura bağlıdır. a. Yükün büyüklüğü ve kaynağı, b. Protezin geometrisi, c. Protezin mekanik özellikleri, d. Protez/kemik ara yüzünün durumu (24,80).

Normal femurun sonlu eleman analizi incelendiğinde en büyük stresin posteromedial kortekste olduğu gözlenmiştir. Posteromedial korteksin kalın kortikal yapısı göz önüne alındığında bu bölgenin yük iletiminde önemli bir rol üstlendiği açıkça görülmektedir. Oluşan streslerin vektöryel incelemesinde literatürle uyumlu olarak femurun medial korteksi boyunca kompresyon, lateral korteksi

boyunca da tensiyon stresleri oluşmaktadır. Diafize doğru inildiğinde anterolateral kortekste stres yoğunluğu oluşmaktadır. Bu bölgedeki stres artışının nedeni ise femurun mekanik aksı boyunca yük iletimi olması nedeniyle anterolateral kortekste oluşan tensiyon gerilimidir. (73,74,75) Bu çalışmada her üç modelde tüm femurun stres değerleri 22.9 - 24.2 MPa arasında değişirken, trokanter minör distali 5 cm. lik bölgede streslerin artmasına bağlı olarak bu değerlerin 29.2 - 32.1 MPa arasında olduğu saptanmıştır. Bu değerler literatürde elde edilen sonuçlarla uyumludur.

Sementli kalça artroplastilerinde femurda yük stem proksimalinden distaline doğru taşınarak kemiğe ulaşır. Protezin proksimal ve distal bölgelerinde yük transferi yoğunluğu sement ve sement/kemik bileşkesinde stres pikleri yapar. Stem ve kemik arasında yük paylaşımı sonucu kemikte *stress shielding* etki ortaya çıkar. Stem proksimalinde yük daha fazla oranda kemik tarafından taşınır ve böylece stress shielding oluşur. Bu etki özellikle femur proksimalinde kemikte resorbsiyon ve osteopeni oluşturur. Stress shielding miktarı esas olarak implant sertliğine bağlı olmakla beraber sement kalınlığı ile de ilişkilidir. Stress shielding sonucu kalkar resorbsiyonu oluştuğunda stemdeki ve proksimal sement ve protez/kemik ara yüzünün stresleri artar. Otopside çıkarılan femurlar üzerinde Maloney ve ark. yaptığı video-dansitometre çalışmalarında; çimentolu ya da çimentosuz implantlarda, kemik mineral dansitesinin en çok azaldığı bölge olarak proksimal medial korteksi bulmuşlardır (24,80).

Sir John Charnley, sementli total kalça replasmanı sırasında femoral kanal hazırlanırken proksimal femurdan kanselöz kemiğin çıkarılmasını önermiştir. Charnley, kanselöz kemiğin zayıf ve belirgin bir yük taşıma kapasitesinin olmadığını düşünmüştür. Zayıf proksimal kanselöz kemiğin küretle çıkarılmasının sement

gövdesinin uzun süreli dayanıklılığını sağlayacağını belirtmiştir. Sementli gövdenin dayanıklılığı üzerine proksimal medial sement manto kalınlığının etkisini değerlendiren önceki klinik çalışmalar da bu görüşü desteklemektedir(77). Bocco, Langan ve Charnley lateralize yerleşmiş femoral komponent ve proksimal medial bölgedeki sement kalınlığının 10 mm den fazla olmasının en iyi radyografik sonuçlara neden olduğunu bildirmişlerdir(78). Bocco, Langan ve Charnley, kalkar bölgedeki sementin kırık insidansını azaltmak için proksimal medial bölgede kalın bir sement tabakası kullanımını önermişlerdir. Bu otörler ince bir proksimal medial sement mantosunun veya proksimal medial kanselöz kemiğin çıkarılmamasının, femoral komponentin medial yerleşimine neden olduğu şeklinde yorum yapmışlardır. Blacker ve Charnley proksimal medial bölgedeki kalın bir sement tabakasının sementin parçalanmasını azalttığını bildirmişlerdir. Blacker ve Charnley hastaların takiplerindeki sonuçların iyi olmasını, daha dikkatli küretajla yapılan daha kalın proksimal medial sement mantosu ve proksimal medial kanselöz kemiğin çıkarılması ile açıklamışlardır. Ebramzadeh, Sarmiento ve ark. 836 sementli total kalça replasmanının 21 yıllık izleminin radyografilerini bildirmişlerdir. En iyi radyografik sonuçlar, kalkar bölgede proksimal medial kanselöz kemiğin 2 mm den az olduğu hastalarda gözlenmiştir. Proksimal medial sement 2 mm den daha az kalınlıkta olduğunda, hastalarda sement manto kırık riskinde artış vardı. Ebramzadeh, Sarmiento ve ark. proksimal medial kanselöz kemiğin femoral komponentin sementlenmesi öncesinde cerrahi olarak çıkarılmasını önermişlerdir(76,79). Bu çalışmada kalkar bölgesinin kalın veya ince bir çimento mantosu ile kaplanmasının her üç modelde tüm femurun stress ortalaması üzerine bir etki yapmadığı görülmüştür. Ancak kalkar bölgesinin distalindeki stresslerin incelenmesinde *Kalkar*

defektsiz trokanterik kırık modeli ile Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli değerleri arasında fark bulunmazken, *Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modelindeki* stresslerin diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı olmasa da arttığı saptanmıştır. Bunun sonucu olarak kalkar bölgenin ince bir sement mantosu ile desteklenmesinin kalın bir sement mantosu ile desteklenmesine göre proksimalde daha fazla stress shielding oluşma ihtimalini ve sonuçta da protezde yetmezliğe neden olabileceği öngörülebilir.

Bu çalışmada, *Kalkar defektsiz trokanterik kırık modeli, Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli ve Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modelindeki* tüm femurun stres değerleri birbirlerine yakındır ve istatistiksel olarak aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Gene her üç çalışma modelinde, trokanter minör distali 5 cm. lik bölgede *Kalkar defektsiz trokanterik kırık modeli ile Kalkar defektli kalın sement mantolu intertrokanterik kırık modeli* stres değerleri birbirlerine çok yakındır (29.2 MPa ve 29.9 MPa). Bu bölgede *Kalkar defektli ince sement mantolu intertrokanterik kırık modelindeki* stres değerleri daha yüksek olmasına karşılık (32.1 MPa) gene diğer iki gurupla aralarında istatistiksel bir fark bulunamamıştır. Bu bulgulara göre konulan protezin geometrik yapısı ve mekanik özellikleri hariç tutularak, kalkar bölgesi parçalı ya da defektli intertrokanterik kırıklarda bu bölgenin kemik çimentosu ile şekil verilip bir çeşit kalkar oluşturulması ile kullanılacak olan bir hemiarthroplasti ameliyatında sement/kemik bileşkesinde daha fazla stres oluşturulmadan intertrokanterik bir kırığın konvansiyonel olarak hemiarthroplasti yöntemi ile benzer bir yük dağılımına sahip olacağı öngörülebilir.

Sonuç olarak bu çalışmadan elde edilen çıkarımlar şunlardır.

4. Her üç modelde elde edilen sonuçlarda sonlu eleman analizi ile tüm femurun stres değerlerine göre trokanter minör distali 5 cm. lik bölgede streslerin artmasına bağlı olarak daha da arttığı saptanmıştır. Bu değerler literatürde elde edilen sonuçlarla uyumludur.
5. Kalkar bölgesinin kalın bir sement mantosu desteklenmesinin, ince bir sement mantosu ile desteklenmesine göre proksimalde daha az stress shielding oluşma ihtimalini ve sonuçta da protezin daha uzun süreli bir ömrü olabileceği öngörülebilir.
6. Çalışmadan elde edilen bulgulara göre kalkar bölgesi parçalı ya da defektli intertrokanterik kırıklarda bu bölgenin kemik çimentosu ile şekil verilip bir çeşit kalkar oluşturulması ile kullanılacak olan bir hemiarthroplasti ameliyatında sement/kemik bileşkesinde daha fazla stres oluşturmadığı bulguları elde edilmiştir. Yaşlı hastalarda bu tür kırıkları olan hastalarda bu yöntemin, gerek maliyetinin daha uygun olması, gerekse intraoperatif süreçte ek bir müdahaleye ihtiyaç göstermemesi nedeni ile kalkar destekli bir hemiarthroplastiye ideal bir alternatif olması öngörülebilir.

6) KAYNAKLAR

- 1) Ganz R, Thomas RJ, Hammerle CP.: Trochanteric fractures of the femur. Treatment and results. Clin Orthop Relat Res 1979; 138: 30-40.
- 2) Kaufer H.: Mechanics of the treatment of hip injuries. Clin Orthop Relat Res 1980; 146: 53 61.
- 3) Aydın U., Gedikoğlu, Ö., Bilgen Ö.: Femur boyun ve intertrokanterik bölge kırıkları ile osteoporoz ilişkisi. Hacettepe J. Orthop. Surg.3;2;1993 81-87.
- 4) Durmaz H., Boz Ü., Öztekin Ö., Ölçer O., Aslan C.: İntertrokanterik kırıklarda dinamik kalça çivisi uygulamalarımız ve sonuçları; XVII. Ulusal Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi. Antalya, 2001.
- 5) Atilla B., Kahramanov A., Ali H., Tokgözoğlu A.M., Alpaslan A.M.: Geriatrik popülasyonun instabil intertrokanterik kırıklarında internal fiksasyon ve kalkar replasmanlı hemiarthroplasti sonuçlarının karşılaştırılması. XVII. Ulusal Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi. Antalya, 2001.
- 6) De Lee J.C.: Fractures and dislocations of the hip. Rockwood and Green's Fractures in Adults, Fourth Edition, (Ed): Rockwood, C.A. Green,D.P., Bucholz, R.W., Heckman, J.D., Lippincott-Raven, Philadelphia, 1996.
- 7) Sarmiento A.: Unstable intertrochanteric fractures of the femur. Clin. Orthop. 92, 1973; 77 – 85.
- 8) Subaşı M. , Atılhan D. , Katırcı T. , Dindar N. , Aşık Y. , Yıldırım H. : İntertrokanterik femur kırıklarının eksternal fixatör ile tedavisi. Acta Orthop Travmatoloji Turc. 1998; 32: 40-43.
- 9) Dalstra M., Huiskes R. : Load transfer across the pelvic bone. J Biomechanics. 1995; 28, No 6, p 715-724.

- 10) Rybicki EF., Simonen FA., Weis EB.: On the mathematical analysis of stress in the human femur. *J Biomechanics*. 1972; 5: 203-215.
- 11) Simon B.R., Woo S.L., Stanley G.M.: Evaluation of one, two and three dimensional finite element and experimental models of internal fixation plates. *J Biomechanics*. 1977; 10:79-86.
- 12) Schmitt J., Meiforth J., Lengsfeld M.: Development of a hybrid finite element model for individual simulation of intertrochanteric osteotomies. *Med Eng Phys*. 2001 ;23:39-529.
- 13) Blecha L.D; Zambelli P. Y.; Ramaniraka N. A.; Bourban P. -E.; Månson J. A.; Pioletti D.P.: How plate positioning impacts the biomechanics of the open wedge tibial osteotomy; A finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. Issues 5 October 2005 ; pp307 – 313.
- 14) Wang CJ., Yettram AL., Yao M.S., Procter P.: Finite element analysis of a gamma nail within a fractured femur. *Med Eng Phys* 1998;20:677-83.
- 15) Sitthiseripratip K., Van Oosterwyck H., Vander Stolen J., Mahaisavariya B. Bohez E.L., Suwanprateeb J., Van Audekercke R., Ores P.: Finite element study of trochanteric gamma nail for trochanteric fracture. *Med Eng Phys*. 2003; 25:99-106.
- 16) Keyak, J.H., Meagher J.M., Skinner H., Mote C.: Automated three dimensional finite element modeling of bone; a new method. *J Biomed. Eng.* 12,1990; 389-97.
- 17) Singh M., Nagarth A.R., Maini PS.: Changes in the trabecular patterns of the upper end of the femur as an index of osteoporosis. *J Bone Joint Surg (Am)* 1970; 52: 457- 461.
- 18) Tabak Y., Ata B., Ömeroğlu H., Babadoğan B., Uçaner A., Günel U., Biçimoğlu A.: Osteoporoz sınıflamasında kullanılan Singh indeksi güvenilir mi? *Acta Orthop Travmatol. Turc.* 1999; 33:161-172.

- 19) Aksoy M.: Femur üst uç iç yapısı ve kalkar femorale, Acta Orthop. Travm. Turc. 1977; Cilt 11, 4: 210.
- 20) Akçalı O., Kiter E., Kabaklıoğlu T., Araç Ş.: Femoral kalkar bütünlüğünün bozulduğu kalça kırıklarında Leinbach tipi protez uygulamaları. Acta Orthop Traum. Turc. 1998; 32: 116-119.
- 21) Boyd H.B., Anderson L.D.: Management of instable trochanteric fractures. Surgery. 1961; 633-638.
- 22) Browner D.B., Jüpter J.B., Levine A.M., Trafton P.G.: Skeletal Trauma, 1996; V:2,1833-1926, WB Saunders Company.
- 23) DeLee J.C.: Fractures and dislocations of the hip, Rockwood and Green's fractures in adults,1996; Vol.:2, 1659-1827, Lippincott-Raven.
- 24) Canale T., Daugherty K., Jones L.: Campbell's Operative Ort. Vol: 1 2007; 326-328.
- 25) Ege R.: Kalça cerrahisi ve sorunları; trokanterik bölge kırıkları,1994; S:1041-1098, Türk Hava Kurumu basımevi, Ankara.
- 26) Toker A.B.: Kırık ve çıkıklar. İkinci Basım, Mazlum Kitabevi,1943; S:349-370 İstanbul.
- 27) Peltier F.L.: The classic: an abridged report on external skeletal fixation. hippocrates. (Symposium): Clinical Orthopaedics & Related Research.1989; 241:3-4.
- 28) Uyar Z.: Yaşlı hastaların instabl intertrokanterik femur kırıklarında primer modifiye Leinbach parsiyel endoprotez uygulaması ve sonuçlarımız. Uzmanlık tezi, S.B. Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, 2000 ; İstanbul.
- 29) Prendergast P.: Bone prosthesis and implants. In: Cowin SC,editor. Handbook of bone mechanics. Boca Raton: CRC Press; 2001. p: 35-29.

- 30) Herring JA., Herring AJ: Gait analysis. In: Herring J.A editor. Tachdjian's pediatric orthopaedics. 3rd ed. Philadelphia: W. B. Saunders; 2002. p: 77-80.
- 31) Andriacchi T.P., Hurwitz D.E, Sum J.A.: Biomechanics and gait. in: Beaty JH, editor. Orthopaedic knowledge update 6. Home Study Syllabus. Rosemont: American Academy of Orthop Surgeons; 1999; p: 37-46.
- 32) Gurney B.: Leg length discrepancy. Gait posture. 2002; 15(2): 195-206.
- 33) Brand RA.: Biomechanics of the hip and hip reconstruction. in: Pellicci PM, Tria AJ, Jr, Garvin KL, editors. Orthopaedic knowledge update: Hip and Knee reconstruction 2: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2000; p: 97-102.
- 34) Günel U., Ege R.: Kalça cerrahisi ve sorunları (Kalça eklemi biyomekaniği) 1. Baskı. Ankara: THK Basımevi, 1994; s: 53-61.
- 35) Kirkwood R.N., Culham E.G., Costigan P.: Radiographic and noninvasive determination of the hip joint center location, effect on hip joint moments. Clin Biomech. 1999; 14: 227-35.
- 36) Simon S.R., Alaranta H., Cosgarea A., Fischer R., Frazier J., et al. Kinesiology. in: Buckwalter JA, Einhorn TA, Simon SR, editors.: Orthopaedic basic science. Biology and Biomechanics of the musculoskeletal system. Philadelphia, American Academy of Orthopedic Surgeons; 2000, p: 730-827.
- 37) Noble P.C: Biomechanics of revision hip replacement; In: McCarthy J.C., Thornhill S., Bierbaum B.E, Turner R.H., editors: Revision total hip arthroplasty. New York, Springer-Verlag; 1999, p: 135-41.
- 38) Yazıcıoğlu Ö., Salvati EA., Gökşan S., Kılıçoğlu E.: Total Kalça Artroplastisi. İstanbul; 2009, s:12-3

- 39) Olson SA, Bay BK, Chapman MW, Sharkey NA.: Biomechanical consequences of fracture and repair of the posterior wall of the acetabulum. *Bone Joint Surg [Am]* 1995; 77:184-92.
- 40) Kokino M.J. : Endoprotezlerde sap uzunluğunun proksimal femurun biomekanik yüklemi üzerine etkisi [Doçentlik Tezi]. İstanbul; 1978, İstanbul Üniversitesi.
- 41) Maloney WJ., Schmalzried T., Harris WH.: Analysis of long term cemented total hip arthroplasty retrievals. *Clin Orthop Relat Res.* 2002; 405: 70-8.
- 42) Kleernann R.U., Heller M.O., Stoeckle U., Taylor W.R., Duda GN.: THA loading arising from increased femoral anteversion and offset may lead to critical cement stresses. *J Orthop Res.* 2003; 21:767-74.
- 43) Muller S., McCaskie AW.: The mechanics of total hip replacement. *Clin. Orthop Relat Res.* 2002; 16:403-6
- 44) Mann K.A., Mocarski R., Daniron L.A., Allen M.J., Ayers D.C.: Mixed-mode failure response of the cement-bone interface. *J Orthop Res.* 2001; 19:1153-61.
- 45) Peters C.L., Bachus K.N., Craig M.A., Higginbotham T.: The effect of femoral prosthesis design on cement strain in cemented total hip arthroplasty. 2001; 16:216-24.
- 46) Hertzler J., Miller M.A, Mann K.A.: Fatigue crack growth rate does not depend on mantle thickness: an idealized cemented stem construct under torsional loading. *J Orthop Res.* 2002;20: 676-82.
- 47) Huiskes R, Stolk J. :Biomechanics and preclinical testing of artificial joints: the hip. in: Mow VC. Haiskes. editors. *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology*, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005 p: 585-656.
- 48) Witvoet J.: Classification of total hip arthroplasty (THA), Surgical techniques in orthopaedics and traumatology., *Scientifiques et Medicales Elsevier Paris*; 2001, p: 8.

- 49) Nereessian OA., Martin G., Joshi R.P., Su BW., Eftekhar NS.: A 15- to 25- year follow-up study of primary Charnley low-friction arthroplasty: a single surgeon series. *J Arthroplasty*. 2005, 20:162-7.
- 50) Keener JD., Callaghan JJ. ,Goetz DD., Pederson DR. Sullivan PM. ,Johnson RC.: Twenty-five-year results after Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old: a concise follow-up of a previous report, *J Bone Joint Surg (Am)* 2003; 85-A: 1066-72.
- 51) Barrak RL.: Early failure of modern cemented stems. *J Arthroplasty*. 2000; 15:1036-50.
- 52) Della Valle AG., Zoppi A., Peterson MG., Salvati EA.: A rough surface finish adversely affects the survivorship of a cemented femoral stem. *Clin. Orthop Relat Res*. 2005; 436:158-63.
- 53) Berry DJ.: Cemented femoral stems, what matters most. *J Arthroplasty*. 2004; 19 (4 Suppt 1):83-4.
- 54) Berry DJ.: Long-term follow-up studies of total hip arthroplasty. *Orthopedics* 2005; 28(8 Suppl) s: 879-80.
- 55) Sutherland CJ., Wilde AH., Borden LS, Marks KE.: A ten-year follow-up of one hundred consecutive Müller curved-stem total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg [Am]*. 1982; 64:970-82.
- 56) Stauffer RN.: Ten-year follow-up study of total hip replacement. *J Bone Joint Surg [Am]*. 1982; 64: 983-90.
- 57) Mulroy WF., Estok DM., Harris WH.: Total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques. A fifteen-year-average follow-up study. *J Bone Joint Surg(Am)*. 1995; 77:1845-52.
- 58) Barrack RL., Castro F., Guinn S.: Cost of implanting a cemented versus cementless femoral stem. *J Arthroplasty*. 1996; 11:373-73.

- 59) Breusch SJ., Norrnan TL., Schneider U., Reitzel T., Blaha JD., Lukoschek M.: Lavage technique in total hip arthroplasty; jet lavage produces better cement penetration than syringe lavage in the proximal femur. *J Arthroplasty*. 2000; 15:921-7.
- 60) Padgett DE.: Total hip arthroplasty. hybrid and uncemented. in: Sledge CB, editor. *Master techniques in orthopaedic surgery. The Hip*. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers. 1998; p:123-34.
- 61) Ioannidis T., Apostolou CD., Korres DS., Papaletsos I, Gandaifis ND, Panagopoulos CN.: Reaming versus broaching in cemented hip arthroplasty; mechanical stability in cadaver femoral. *Acta. Orthop*. 2005, 76:326-30.
- 62) Wroblewski BM, Siney D., Fleming PA, Bobak P.: The calcar femorale in cemented stem fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg(Br)* 2000; 82:842-5.
- 63) Mallory T.H.: A plastic intramedullary plug for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1981; 155:37-40.
- 64) Maltry JA., Nohle PC., Kamaric E, Tullos S.: Factors influencing pressurization of the femoral canal during cemented total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1995; 10:492-7.
- 65) Noble PC., Collier MB., Maltry A., Kamaric E., Tullos S.: Pressurization and centralization enhance the quality and reproducibility of cement mantles. *Clin Orthop Relat Res*; 1998, 355:77-89.
- 66) Visser CP., Eygendaal D., Coene N., Tavy DL.: Comparative prospective trial of intramedullary plugs in cemented total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2002; 17:576-8.

- 67) Heisel C., Norman T., Rupp R., Pnitseh M., Ewerbeek V., Breusch J.: In vitro performance of intramedullary cement restrictors in total hip arthroplasty. *J Biomech.* 2003; 36:835-43.
- 68) Smith EL., Wohlrab P., Matzkin G., Providence BC.: A comparison of distal canal restrictors in primary cemented femoral hip arthroplasty. *Orthopedics.* 2004; 27:847-51.
- 69) Star MJ., Colwell W., Kelman R., Ballock T., Walker H.: Suboptimal (thin) distal cement mantle thickness as a contributory factor in total hip arthroplasty femoral component failure. A retrospective radiographic analysis favoring distal stem centralization. *J Arthroplasty;* 1994, 9:143-9.
- 70) Ebramzadeh E., Sarmiento A., McKellop A., Llinas A., Gogan W.: The cement mantle in total hip arthroplasty. Analysis of long-term radiographic results. *J Bone Joint Surg [Am]* 1994; 76:77-87.
- 71) Jacobs CR.: Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading. Dissertation for the degree of doctor of Philosophy. Stanford University. California. 1994.
- 72) Olsson SS., Jernberger A., Tryggo D.: Clinical and radiological long-term results after Charnley-Müller total hip replacement. A 5 to 10 year follow-up study with special reference to aseptic loosening. *Acta Orthop Scand.* 1981; 52:531-42.
- 73) Rybicki EF., Simonen FA., Weis EB.: On the mathematical analysis of stress in the human femur. *J Biomechanics.* 1972; 5: 203-215
- 74) Keyak JH., Meagher JM., Skinner HB., Mote CD.: Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng.* 1990; 12: 389-397
- 75) Seral B., Garcia M., Cegonino J., Doblare M., Seral F.: Finite element study of intramedullary osteosynthesis in the treatment of trochanteric fractures of the hip: Gamma and PFN. *Injury.* 2004; 35: 130-135.

- 76) Ayers D., Kenneth M.: The Journal of arthroplasty, the importance of proximal cement filling of the calcar region: A biomechanical justification 2003; Vol.18 No.7 Suppl.1, p:103-105.
- 77) Blacker GJ., Charnley J.: Changes in the upper femur after low friction arthroplasty. Clin Ortop. 1978, 137:15.
- 78) Bocco F., Langan P., Charnley J.: Changes in calcar femoris in relation to cement technology in total hip replacement. Clin Orthop. 1977; 128:287.
- 79) Ebramzede E, Sarmiento A. Mc Kellop H, et al : The cement mantle in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg(Am). 1994; 76:77-87.
- 80) Huiskes R.: Comparative stress patterns in cemented total hip arthroplasty. Ortop. Rel Sci 1. 1990; 93-108.
- 81) Trafton, P.G.: Subtrochanteric-Intertrochanteric femoral fractures; Orthop Clin. North America. 1987. Vol.18, p: 59-71.
- 82) Whitelaw G.P., Segal D., Sanzone CF., Ober N., Hadley N.: Unstable intertrochanteric/subtrochanteric fractures of the femur. Clin Orthop Relat Res.1990; 252:238-45.
- 83) Muller E., Algovver M., Willenegger H.: Manuel of Internal Fixation (A-O Tecniuel), NewYork, Springer Verlag. 1969.
- 84) Frankel H : Biomechanics of the Hip. Surgery of the Hip Joint. Raymond G. Tronzo Philedelphia. 1973; 105-125.
- 85) Harty M.: Anatomy In: Steinberg EM (Ed.). The hip and its disorders. Philadelphia: W. B. Saunders Company. 1991; p:27-46.

86) Baumgaertner M., Higgins. Femoral neck fractures. In: Bucholz WR, Heckman DJ (Eds.). Rockwood and Green's fractures in adults vol.2 , 5th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Co. 2001; p:1582-93.

87) Maloney W., Schmalzried T., Harris WH.: Analysis of long-term cemented total hip arthroplasty retrievals. Clin Orthop Relat Res 2002; 405:70-8.