



T.C.

BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**BAŞARISIZ KALÇA ÇİVİLEMESİ SONRASI YAPILAN KALÇA
ARTROPLASTİLERİNDE UZUN FEMORAL PROTEZ SEÇİMİ GEREKLİ MİDİR?
BİYOMEKANİK ÇALIŞMA**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Okan TEZGEL

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Fatih YILDIZ

Ekim 2022



T.C.

BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ

TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**BAŞARISIZ KALÇA ÇİVİLEMESİ SONRASI YAPILAN KALÇA
ARTROPLASTİLERİNDE UZUN FEMORAL PROTEZ SEÇİMİ GEREKLİ MİDİR?
BİYOMEKANİK ÇALIŞMA**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Okan TEZGEL

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Fatih YILDIZ

Ekim 2022

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Dr. Okan TEZGEL

Ekim 2022

Aileme ve dedeme,



TEŞEKKÜR

Tıp fakültesine ilk girdiğim günden beri hayalini kurduğum günün heyecanını ve gururunu yaşıyorum. Uzun ve meşakkatli bu yolda heyecanımı hep yüksek seviyede tutmamı sağlayan başta lisans eğitimimde bana doktorluk sanatını öğreten değerli hocalarıma,

Başarının detaylarda ve mükemmelliyetçilikte gizli olduğunu kendisinden öğrendiğim, hep daha güzelinin daha iyisinin peşinde olduğunu bildiğim, uzun ve zor bir tez yolculuğunda bana eşlik eden saygıdeğer abim, hocam Doç. Dr. Fatih YILDIZ'a,

Yanında poliklinik yapmaktan zevk duyduğum, endikasyon koyma inceliklerini her şahit olduğumda hayranlıkla izlediğim ve tüm öğrendiğim cerrahi tekniklerin yanında dışarıdan maruz kalınabilecek her türlü etik dışı özendirmelere karşı taviz vermeden güçlü bir duruşun nasıl sergileneceğini öğrendiğim değerli hocam Prof. Dr. İbrahim TUNCAY'a,

Nezaketi, bizlere karşı kibarlığı ve herkesin takdir ettiği şıklığının yanında çok iyi bir öğretici ve öğrettiğini hiç bıkmadan vaka başında aynı zamanda bize uygulattıran, çalışmaktan hep gurur duyduğum değerli hocam Prof. Dr. Nurzat ELMALI'ya,

Ortopedik onkolojiyi bize sevdiren, bildiği her şeyi bize hem poliklinikte hem vaka başında uygulayarak öğrenmemizi sağlayan, özgüven ve kendinden emin olmanın bu meslekte başarıyı nasıl getirdiğini kendisinden öğrendiğim değerli abim, hocam Prof Dr. Volkan GÜRKAN'a

Tercih döneminde eğitim alacağım kliniği belirlememdeki en büyük pay sahibi, ortopedi camiasında her toplantıda parmak ile gösterildiğini gördükçe hocam olmasından gururlandığım, omuz artroskopisini sayesinde en iyi elden öğrenmemi sağlayan, ilk günden beri örnek aldığım değerli abim, hocam Prof. Dr. Kerem BİLSEL'e,

Yanında öğrenmenin son derece keyifli olduğu, gülerек ve eğiterek bize kendi büyük yeteneğinden faydalanmamızı sağlayan, sorumluluk almayı öğreten ve başımız sıkıştığında arkamızda duracağından emin olduğumuz, ortopedik nosyon yanında hayata dair de kendisinden çok şey öğrendiğim büyük saygı ve sevgi duyduğum değerli abim, hocam Doç. Dr. Nuh Mehmet ELMADAĞ'a,

Hırslı, azimli ve çalışkansan her şeye rağmen geçte olsa kesin kazanırsın mottosunu kendisinden öğrendiğim, bitmek bilmeyen meslek aşkını “sizi terk etmeyecek tek şey mesleğinizdir” diyerek bize öğreten, hep çok sevip saygı duyduğum ve hep iyi ki abim olmuş tanıdığım dediğim değerli abim, hocam Doç. Dr. Gökçer UZER'e,

Kendilerinden çok şey öğrendiğim ve iyi ki beraber aynı yerde çalışma imkanı bulduğum abilerim Doç. Dr. Mehmet Kapıcıoğlu'na, Op. Dr. Ahmet Can ERDEM'e, Op. Dr. Vahdet UÇAN'a, Op. Dr. Anıl PULATKAN'a ve bu meslekte bana ilk bistüriyi vererek güvendiğini ilk günden beri hissettirip kızısa bile hep koruyup kollayan, tam anlamıyla abilik yapmış olan ve hep güvenle sırtımı yasladığım değerli abim Op. Dr. Deniz KARA'ya,

Beraber çalışma imkanı bulduğum için çok mutlu olduğum, adeta kardeş gibi bir gün bile aramıza kıdemin girmediği, tüm hayatım boyunca yanımda olduklarını bildiğim dostlarım Dr. Muzaffer AĞIR'a, Dr. Volkan EZİCİ'ye ve Dr. Murat SARIKAŞ'a, yine beraber çalıştığımız evimizden çok klinikte vakit geçirirken sabah akşam beraber olduğumuz diğer asistan arkadaşlarıma, hemşire arkadaşlarıma, alçı teknisyeni arkadaşlarıma, sekreter ve sağlık personeli arkadaşlarıma,

Benim bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan ve her konuda bana güvenen desteklerini hiç esirgemeyen canım anneme, babama, kız kardeşime, dayım Op. Dr. Erdoğan MERİH'e, amcam Adnan TEZGEL'e, rahmetli dedelerim Mehmet Ali MERİH ve Ahmet TEZGEL'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Sizlere minnettarım..

Dr. Okan TEZGEL

Ekim 2022

İÇİNDEKİLER

BEYAN	iii
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vii
TABLolar	ix
ŞEKİLLER.....	x
GRAFİKLER	xii
RESİMLER.....	xiii
KISALTMALAR	xiv
ÖZET	xv
İNGİLİZCE ÖZET	xvii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	19
2. GENEL BİLGİLER	21
2.1. Tarihçe	21
2.2. Proksimal Femur Anatomisi	24
2.2.1. İntrauterin ve çocukluk çağı proksimal femur gelişimi.....	24
2.2.2. Femur başı ve boynunun beslenmesi.....	24
2.2.3. Proksimal femur geometrisi	25
2.2.4. Proksimal femurun kemik ve bağ yapısı	27
2.2.5. Kalça bölgesindeki kaslar ve innervasyonları	29
2.3. Kalça Eklem Biyomekaniği	33
2.4. İntertrokanterik Femur Kırıkları	35
2.4.1. Epidemiyoloji	35
2.4.2. Kırık mekanizması.....	36
2.4.3. Klinik bulgular, tanı ve değerlendirme	37
2.4.4. Sınıflandırma.....	38
2.4.5. Tedavi	43
2.4.6. Ameliyat sonrası rehabilitasyon	50
2.4.7. Komplikasyonlar	50
2.5. Proksimal Femur Kırıklarında Kaynamama.....	52
2.5.1. Revizyon internal tespit ve kemik greftonaj	54
2.5.2. Valgus osteotomisi	56
2.5.3. Kalça Artroplastisi.....	57

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	67
3.1. Testlerde Kullanılan Malzemeler.....	67
3.2. Test Modellerinin Hazırlanması.....	74
3.3. Mekanik Testlerin Yapılışı.....	78
3.3.1. Siklik rotasyonel yüklenme testi.....	79
3.3.2. Siklik aksiyel yüklenme testi.....	81
3.3.3. Aksiyel yetersizlik yüklenme testi.....	82
3.4. Verilerin Toplanması.....	83
3.5. İstatistiksel Analiz.....	84
4. BULGULAR.....	85
4.1. Rotasyonel Testlerin Sonuçları.....	85
4.2. Aksiyel Yüklenme Testlerinin Sonuçları.....	88
4.3. Yetersizlik Yüklenme Testi Sonuçları.....	91
5. TARTIŞMA.....	95
6. SONUÇ.....	101
7. KAYNAKLAR.....	102

TABLÖLAR

Tablo 1. Çimento lu femoral stem dizaynlarının sınıflandırması (Tip 1 ve tip 2, 2 mm - 4 mm çimento mantosu; Tip 3, 1 mm veya daha az çimento mantosu; Tip 4, tüm gövde boyunca 2 mm çimento mantosu gerektirir.)

Tablo 2. Çimentosuz femoral stem dizaynlarının sınıflandırması (Tip 1-5 düz gövdeli; Tip 6 kavisli gövde)

Tablo 3. Standart ve osteoporotik kompozit femur modellerinin karşılaştırması (pcf: pounds per cubic foot)

Tablo 4. Dördüncü kuşak kompozit standart ve osteoporotik femur modellerinin kortekslerinin mekanik özellikleri

Tablo 5. Toplu istatistik sonuçları (failure load: yetersizlik yüklenmesi, RS: rotasyonel sertlik, AS: aksiyel sertlik, ort: ortalama, 1k=1000 siklus, NS: istatistiksel olarak anlamsız)

Tablo 6. Rotasyonel sertlik testlerinin toplu sonuçları (RS: rotasyonel sertlik, 1k=1000 siklus)

Tablo 7. Aksiyel yüklenme testlerinin toplu sonuçları (AS: aksiyel sertlik, 1k=1000 siklus)

Tablo 8. Yetersizlik yüklenmesi testi toplu sonuçları

ŞEKİLLER

Şekil 1. a) Terminal dalların kemiğe perforasyonu (sağ kalça, posterosuperior bakış). **b)** 1- femur başı; 2- gluteus medius; 3- Medial femoral sirkumfleks arterin (MFCA) derin dalı; 4- MFCA'nın subsinovyal dalları; 5- gluteus medius tendon insersiyosu; 6- piriformis tendon insersiyosu; 7- trokanter minörün nutrisyonel damarları; 8- trokanterik dal; 9- ilk perforan arterin dalı; 10- trokanterik dallar.

Şekil 2. Primer ve sekonder kompresif ile tensil grupları

Şekil 3. Proksimal femur açı ölçümleri. **a)** Lateral proksimal femoral açı (LPFA), **b)** Medial proksimal açı (MPFA), **c)** Kollodiyafizer açı (KDA)

Şekil 4. Proksimal femur anatomik bölgelerinin radyografik olarak görünümü

Şekil 5. Singh indeksi

Şekil 6. * iliakus kası, # psoas majör kası

Şekil 7. Kalça dorsal ve arka yüz kasları

Şekil 8. Uyluk adduktor kasları

Şekil 9. Kalça eklemi üzerine etkileyen kuvvetler (Abd: Abduktor kol kuvveti, A: Abduktor kaldıraç kolu, B: Vücut ağırlığı kaldıraç kolu, VA: Vücut ağırlığı)

Şekil 10. İntramedüller çivileme gerektiren intertrokanterik kırıklarda redüksiyon manevrası

Şekil 11. Acile gelen 56 yaşında erkek hasta, sol İTK **a)** hastanın postürü **b)** hastanın radyografisi

Şekil 12. Boyd – Griffin sınıflaması

Şekil 13. Evans Sınıflaması

Şekil 14. Evans – Jensen sınıflaması

Şekil 15. AO/OTA sınıflaması

Şekil 16. Ekstramedüller sistemle intramedüller sistemin kaldıraç kollarının karşılaştırılması (D>d)

Şekil 17. a) Traksiyon masasında sağlam kalçanın abduksiyon ve fleksiyona alınması ile perine postunun yerleştirilmesi, **b)** Traksiyon ve iç rotasyon manevrası ile beraber redüksiyonun floroskopi ile kontrolü

Şekil 18. Uç – apeks mesafesi (TAD), $TAD = X_{ap} + X_{lat}$

Şekil 19. 80 yaşında kadın hasta, proksimal kalça çivisi (PKÇ) lag vidası sıyırılması

Şekil 20. Z etkisi

Şekil 21. 73 yaşında kadın hasta İTK sonrası PKÇ uygulaması bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsü, **a)** post-op 8.ay kaynamama **b)** post-op 11. ay implant yetersizliği sonrası implant kırığı

Şekil 22. a) 52 yaşında kadın post-op 3. hafta implant yetersizliği **b)** 95° açılı bıçaklı plak ile revizyonda femoral başın inferioru hedeflenmiş

Şekil 23. Medial yer değiştirme ve valgus osteotomisi

Şekil 24. 90 yaşında kadın hasta **a)** İTK sonrası PKÇ uygulaması **b)** PKÇ sıyırması **c)** implant yetersizliği sonrası uygulanan hemiarthroplasti (HA)

GRAFİKLER

Grafik 1. Dördüncü kuşak kompozit standart ve osteoporotik femur modellerinin güç – gerilme (stress-strain) grafiği

Grafik 2. Grup 1'deki 3. modelin rotasyonel yüklenmeler sırasındaki sertliklerinin hesaplanmasında kullanılan tork-açılanma grafiği

Grafik 3. Grup 1'deki 3. modelin aksiyel yüklenmeler sırasındaki sertliklerinin hesaplanmasında kullanılan yük-deplasman grafikleri

Grafik 4. Grup 1'deki 3. modelin aksiyel siklik yüklenmeler sonrasındaki yetersizlik yüklenmesinin grafiği

Grafik 5. Grupların rotasyonel başlangıç testlerinin (x1000 siklus) karşılaştırılması

Grafik 6. Grupların rotasyonel son sertliklerinin karşılaştırılması

Grafik 7. Grupların rotasyonel ortalama sertliklerinin karşılaştırılması

Grafik 8. Ortalama rotasyonel sertlik değerlerinin üç grup için karşılaştırmalı grafiği

Grafik 9. Grupların aksiyel yüklenme başlangıç sertliklerinin karşılaştırılması

Grafik 10. Grupların aksiyel yüklenme son sertliklerinin karşılaştırılması

Grafik 11. Grupların aksiyel yüklenme ortalama sertliklerinin karşılaştırılması

Grafik 12. Ortalama aksiyel yüklenme sertlik değerlerinin üç grup için karşılaştırmalı grafiği

Grafik 13. Grupların aksiyel yetersizlik yüklenme testi karşılaştırılması

RESİMLER

Resim 1. Pencereleli femoral stem

Resim 2. a) Kalça ekleminin anterior görünümü, **b)** Kalça ekleminin posterior görünümü

Resim 3. VerSys Heritage® size 10 (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD)

Resim 4. Wagner Cone® size 22 (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD)

Resim 5. Wagner SL® revizyon stem size 18 (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD)

Resim 6. PKÇ (Tasarimmed®, Istanbul, Turkey)

Resim 7. 1.7 mm paslanmaz çelik kablo (Tasarimmed®, Istanbul, Turkey)

Resim 8. PKÇ kurulumu ve model üzerinde lag vidası ile distal kilitleme vidalarının görünümü.

Resim 9. PKÇ implantasyonu sonrası AP ve lateral radyografilerde görünüm

Resim 10. a) Osteotomi hatlarının sentetik femur modeli üzerindeki şablonu **b ve c)** İlk kesi uygulaması **d)** İkinci kesi uygulaması

Resim 11. a) Uygun oyucularla femur medullasının hazırlanması **b)** Küçük trokanterin kablo yardımıyla tespiti

Resim 12. Grupların test öncesi AP ve lateral radyografileri **a)** Grup I **b)** Grup II **c)** Grup III

Resim 13. a) MTS 858 Mini Bionix II universal test cihazı **b)** PVC borulara polyester macun ile gömülen sentetik kemiklerin, gömme matik kullanılarak, femur proksimali anatomik aksına dik olacak şekilde dondurulması

Resim 14. a) Modelleri test cihazının alt ucuna tespit etmek için hazırlanan 15° valgusta plaka **b)** Modelin kuvvet uygulanacak olan üst ucunun, femoral stemin boyun “taper” kısmından test cihazının üst çenesine tespit edilmesi

Resim 15. Rotasyon testi yapılırken test cihazı içindeki görüntüleri

Resim 16. 36 mm +0 CoCr baş ile aksiyel yükleme testinin test cihazı içindeki görünümü

Resim 17. Grup I için iki farklı modelin yetersizlik yüklenmesi testi sonrası kırık hatları

Resim 18. a) Grup II’de yer alan dört modelin distal kilitleme vida deliği ile ilişkili kırık hattı **b)** Grup II, 3. modelin (K3) lag vidası deliğinden distale uzayan kırık hattı

Resim 19. Grup III için iki farklı modelin yetersizlik yüklenme testi sonrası kırık hatları

KISALTMALAR

İTK – İntertrokanterik kırık

DKV – Dinamik kalça vidası

PKÇ – Proksimal kalça çivisi

TKA – Total kalça artroplastisi

MFCA – Medial femoral sirkumfleks arter

LCFA – Lateral femoral sirkumfleks arter

LPFA – Lateral proksimal femoral aç1

MPFA – Medial proksimal femoral aç1

KDA – Kollodiyafizer aç1

SIAS – Spina iliaka anterosuperior

SIAI – Spina iliaka anteroinferior

LMA – Lateral merkez-kenar aç1s1

AE – Asetabular eğim

FAS – Femoroasetabular sıkışma

AP – Ön-arka

TAD – Uç apeks mesafesi

ÖZET

Amaç: İnstabil intertrokanterik kırık (İTK) tedavisinde kullanılan proksimal kalça çivisinin (PKÇ) başarısız olması sonucunda artroplastiye dönüşüm gerekebilmektedir. Çalışmamızın amacı PKÇ sonrası artroplastiye dönüşümde distal kilitleme vida deliği defektini iki korteks uzunluğunda geçen çimentolu ve çimentosuz femoral stemler ile defektin proksimalinde sonlanan çimentosuz femoral stemlerin periprostetik kırık riski açısından biyomekanik olarak karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: AO A2.1 instabil İTK kırık modeli oluşturulmuş 15 adet osteoporotik sentetik femur modeli 3 eşit gruba (Grup I: Çimentolu, vida deliğini geçen stem; grup II: çimentosuz, standart stem ve grup III: çimentosuz, uzun stem) ayrıldı. Modellerin tümüne standart PKÇ uygulandıktan sonra implantların tamamı çıkarıldı ve femoral stemler uygulandı. Tüm modellere, aksiyel (15 N - 350 N; 10000 siklus) ve rotasyonel (0,5 Nm - 10 Nm; 10000 siklus) yükler uygulandıktan sonra aksiyel yetersizlik yüklenmesi (15 mm/dk) uygulandı. Aksiyel ve rotasyonel düzeneklerde, modellerin siklik yüklenme öncesi ve sonrası dayanıklılıkları (stiffness) ve modellerde yetersizlik oluşturan kuvvetler (failure load) hesaplanarak gruplar arasında karşılaştırıldı.

Bulgular: Modellerin siklik rotasyon ile başlangıçta (ilk 1000 siklus) gösterdikleri sertlik (stiffness) medyanları (Q1-Q3), grup I'de 3903 (3430–4247) Nmm/°, grup II'de 3392 (2487–3586) Nmm/°, grup III'te 3512 (3295–3884) Nmm/° olarak bulundu. Gruplar arasında ilk 1000 siklus başlangıç sertlikleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı (p= 0,208). Son sertlik (10.000 siklus) medyanları (Q1-Q3), grup I'de 3817 (3699–4459) Nmm/°, grup II'de 3408 (2963–3546) Nmm/°, grup III'te 3476 (3246-3806) Nmm/° olarak bulundu. Grup I grup II'ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir (p=0,09). Grup I ile grup III arasında (p=0,104) ve grup II ile grup III arasında (p=0,322) anlamlı bir fark bulunamamıştır. Modellerin siklik aksiyel yüklenme ile başlangıçta (ilk 1000 siklus) gösterdikleri sertlik (stiffness) medyanları (Q1-Q3), grup I'de 930 (864–1034) N/mm, grup II'de 739 (682–807) N/mm, grup III'te 930 (902–1033) N/mm olarak bulundu. Grup I ile grup II arasında, grup I grup II'ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir (p=0,011). Grup II ile grup III arasında, grup III, grup II'ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir (p=0,006). Grup I ile grup III arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir sonuca ulaşılamadı (p=0,832). Son sertlik (10.000 siklus sonrası) medyanları (Q1-Q3), grup I'de 956 (927–1074) N/mm, grup II'de 775 (701–830) N/mm, grup III'te 919 (910–1050) N/mm olarak bulundu. Grup I ile II arasında, grup I, grup II'ye göre

anlamli derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,011$). Grup II ile grup III arasında, grup III, grup II'ye göre anlamli derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,006$). Grup I ile grup III arasında ise istatistiksel açıdan anlamli bir sonuca ulaşılamadı ($p=0,832$). Modellerin aksiyel yüklenme sonrası ortalama aksiyel yetersizlik yüklenmesi (failure load) medyanları (Q1-Q3) grup I'de 5537 (5229 – 5857) N, grup II'de 4101 (3938 – 4195) N, grup III'te 4851 (4432 – 5752) N olarak bulundu. Grup I ile II arasında grup I, grup II'ye göre anlamli derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,002$). Grup II ile III arasında grup III, grup II'ye göre anlamli derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,024$). Grup I ile grup III arasında ise istatistiksel açıdan anlamli bir sonuca ulaşılamadı ($p=0,437$).

Sonuç: Osteoporotik, instabil intertrokanterik kırıklar için yapılan proksimal kalça çivisi sonrası kalça artroplastisine dönmek gerektiğinde, çimentolu veya çimentosuz tespit yapmanın, rekonstrüksiyonun dayanıklılığını anlamli derecede değiştirmediği ancak femoral stemin uzunluğunun, çıkartılan ivin distal kilitleme vidasını iki korteks kadar uzunlukta geçecek şekilde belirlenmesinin periprotetik kırık riskini azaltacağını göstermektedir.

SUMMARY

Purpose: Conversion to arthroplasty is a surgical option as a result of the failure of the proximal femoral nail (PFN) used in the treatment of unstable intertrochanteric fractures. The aim of our study is to biomechanically compare the cemented and uncemented femoral stems that bypass the distal locking screw hole defect in two cortex lengths and the uncemented femoral stems ending in the proximal of screw hole in terms of periprosthetic fracture risk.

Material & Methods: Fifteen Sawbones were divided into 3 groups equally (Group I: cemented, bypass the screw hole; group II: cementless, standard stem; group III: cementless, long stem) in which unstable ITF fracture model was created in accordance with AO A2.1 classification. After standard PFN was applied to all models, all implants were removed and femoral stems were applied. Axial failure loading (15 mm/min) was applied to all models after axial (15 N - 350 N; 10000 cycle) and rotational (0,5 Nm - 10 Nm; 10000 cycle) loads were applied. In the axial and rotational mechanisms, the stiffness of the models before and after cyclic loading and the failure load of the models were calculated and compared between the groups.

Results: Stiffness medians (Q1-Q3) of models with cyclic rotation at initial (first 1000 cycles) were 3903 (3430–4247) Nmm/° in group I, 3392 (2487–3586) Nmm/° in group II, 3512 (3295–3884) Nmm/° in group III. There was no significant difference in the initial stiffness of the first 1000 cycles between the groups ($p=0.208$). Final stiffness (10,000 cycles) medians with cyclic rotation (Q1-Q3), 3817 (3699–4459) Nmm/° in group I, 3408 (2963–3546) Nmm/° in group II, 3476 (3246–3806) Nmm/° in group III. Group I was significantly better than group II ($p=0.09$). No significant difference was found between group I and group III ($p=0.104$), and between group II and group III ($p=0.322$). Stiffness medians (Q1-Q3) of the models with cyclic axial loading at initial (first 1000 cycles) were 930 (864–1034) N/mm in group I, 739 (682–807) N/mm in group II and 930 (902–1033) N/mm in group III. Between group I and group II, group I was significantly better than group II ($p=0.011$). Between group II and group III, group III was significantly better than group II ($p=0.006$). There was no statistically significant result between group I and group III ($p=0.832$). Final stiffness (after 10,000 cycles) medians (Q1-Q3), 956 (927–1074) N/mm in group I, 775 (701–830) N/mm in group II, 919 (910–830) in group III 1050) N/mm. Between groups I and II, group I was significantly better than group II ($p=0.011$). Between group II and group III, group III was significantly better than group II ($p=0.006$). There was no statistically significant result between group I and group III ($p=0.832$). The mean axial failure load medians (Q1-Q3) of the models after axial loading were 5537 (5229

– 5857) N in group I, 4101 (3938 – 4195) N in group II, 4851 (4432 –5752) N in group III. Between groups I and II, group I was significantly better than group II ($p=0.002$). Between group II and III, group III was significantly better than group II ($p=0.024$). There was no statistically significant result between group I and group III ($p=0.437$).

Conclusion: Cemented or uncemented fixation did not significantly change the stiffness of the reconstruction when conversion to hip arthroplasty was required after proximal hip nailing for osteoporotic, unstable intertrochanteric fractures. Femoral stem lengths that bypass the distal locking screw hole with 2 cortical diameters after removal of the PFN reduced the risk of periprosthetic fracture.



1. GİRİŞ VE AMAÇ

İntertrokanterik femur kırıkları (İTK), genellikle ileri yaş, osteoporotik hastalarda basit düşmeler gibi düşük enerjili travmalar, gençlerde ise yüksek enerjili yaralanmalar ile oluşan ciddi fonksiyonel sorunları beraberinde getirerek ekonomiye de ağır maliyet oluşturmaktadır (1). İTK, tüm kalça kırıklarının yaklaşık %38 ila %50'sini oluşturur (2). Bu kalça kırıkları artan yaş, kadın cinsiyet, osteoporoz, düşme öyküsü ve yürüme anormallikleri gibi risk faktörlerine sahip popülasyonun karakteristik kırıklarıdır (3). Yaşlı ve osteoporotik hastalarda %36'ya varan mortalite oranına sahip olmakla beraber uzun süreli bakım gerektirmektedir (4). Erkeğe oranla kadınlarda 3-5 kat daha fazla görülmektedir (5).

Gelecek projeksiyonuna yönelik Almanya merkezli yapılan bir çalışmada tüm dünyada osteoporoza bağlı kırıkların sayısının 2010'dan 2050 yılına kadar neredeyse 2 katından fazla, ekonomiye maliyetinin de yaklaşık bir milyar Euro civarında artacağı öngörülmüştür (6).

Güncel literatürde, , yaşlı intertrokanterik kalça kırıklarının olabildiğince erken cerrahi ile tedavi edilmesi konusunda fikir birliği bulunmaktadır (7). Başta Amerikan ortopedi cerrahları akademisi (AAOS) olmak üzere birçok derneğin bir arada Eylül 2014'te onayladığı "Yaşlılarda kalça kırıklarının tedavisi" başlıklı klinik uygulama kılavuzunda (CPG), 48 saat içinde yapılan erken cerrahiye destekleyen orta kuvvette bir tavsiyesi mevcuttur (8). Ulusal sağlık enstitüsü de (NICE), operasyon zamanını "hastanın yattığı gün veya ertesi gün yapın" diyerek kılavuzlarında bu konuya vurgu yapmıştır (9-12). Bazı araştırmacılar, stabil İTK tedavisi için dinamik kalça vidalarının (DKV) ilk seçenek olduğunu ve stabil olmayan (instabil) İTK tedavisi için ise proksimal kalça çivilerinin (PKÇ) uygulanması gerektiğini savunmaktadır (13-16). Ancak stabil İTK tedavisinde PKÇ kapsamlı çalışmalarda kabul edilebilir bir yaklaşım olduğu gösterilmiştir (13, 14, 17). Yine AAOS, CPG kılavuzunda stabil İTK'larda DKV veya PKÇ güçlü tavsiye iken, instabil İTK'larda ise PKÇ kullanımı güçlü tavsiye olarak geçmektedir (18). Diğer taraftan, ileri yaş, osteoporoz, femurun biyomekanik yapısal mimarisindeki bozulmalar ve yetersiz reduksiyon gibi nedenlerle internal tespitin gevşemesi, vidanın femur başından sıyrılması, kaynamama ve yanlış kaynama gibi farklı problemler ortaya çıkabilmektedir (19, 20). Tüm bu tespit başarısızlıklarından sonra kalça eklemi fonksiyonunu mümkün olduğunca en erken sürede geri getirmek amacıyla total kalça artroplastisi (TKA) bir kurtarma cerrahisi olarak kabul edilir (21-24). Yaşlı hastaların kalça kırıklarının başarısız tespitlerinin tedavisinde TKA'ya dönülmesi konusunda genel bir fikir birliği vardır (25).

Osteoporotik İTK’larda uygulanan internal fiksasyon cerrahisi yetmezliği sonrasında, kurtarıcı cerrahi olarak tercih edilen TKA’ların femoral protezlerinin uzunluğu ve tespit seçeneklerinin yapılan literatür taramasında hala tartışmalı olduğu görülmektedir. Kalça çivilemesi sonrasında TKA uygulaması, özellikle femoral taraf için çeşitli zorlukları beraberinde getirmektedir. Femur boyun, küçük ve büyük trokanterler ile kalkar desteğinin bozulmuş olması, osteoporotik yaşlı hastalarda femur medullasının ve istmusun genişlemesi, kortekste incelme, çıkarılan implantlar nedeniyle oluşan kemik defektleri bunlardan başlıcalarıdır. Femurun anatomisi ve yapısı ile ilgili bozukluklar çimentosuz protez tespitini güçleştirmekte ancak buna rağmen kalça kırıklı yaşlı hastalarda çimentosuz protez uygulamasının avantajlı olduğunu bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (26, 27).

Kalça çivilemesi sonrası TKA uygulamasında, çıkartılan çivi ve vidaların kortekste oluşturduğu defektlerin stres yaratarak periprostetik kırığa neden olabileceği endişesi bulunmaktadır. Bu nedenle kullanılacak femoral implantın bu vida deliklerini iki korteks distale geçecek şekilde uygulayarak periprostetik kırık riskinin azaltılacağı düşünülmekte ve revizyon tipi uzun femoral protezler uygulanabilmektedir. Diğer taraftan, bu endişeyi haklı çıkaracak yeterli bilimsel kanıt bulunmamaktadır.

Bu çalışmada, PKÇ ile tespit edilmiş ancak başarısız olmuş İTK tedavisi sonrası kalça artroplastisi uygulamasında, çivi distal vida deliğini geçecek şekilde uzun femoral stem uygulamasının gerekli olmadığı, vida deliği proksimalinde sonlanan kısa femoral stemler ile de periprostetik kırık riski açısından benzer sonuçlar elde edileceği hipotezinden yola çıkılmıştır. Çalışmamızın amacı instabil İTK nedeniyle PKÇ uygulanmış ancak başarısız olmuş osteoporotik femurların artroplastie dönüşümünde distal kilitleme vida deliğini iki korteks uzunluğunda geçen çimentolu ve çimentosuz rekonstrüksiyonlar ile vida deliği proksimalinde sonlanan çimentosuz femoral stemlerle yapılan rekonstrüksiyonların biyomekanik olarak karşılaştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tarihçe

Kalça bölgesi kırıkları ve tedavisi hakkında yazılı kaynaklar arasında ilk olarak Hipokrat M.Ö 460-375 yılları arasında “Kırık ve Çıkıkların Tedavisi” isimli kitabında traksiyon sistemleri, bandaj ve atel uygulamaları hakkında konuyu ele almıştır (28). Ambrose Pare tarafından 1510-1590 tarihleri arasında yapılan ilk bilimsel çalışmanın sonrasında, Sir Astley Cooper bu bölge kırıkları intrakapsüler ve ekstrakapsüler olmak üzere birbirinden ayrılmıştır (28).

Konservatif tedavilerin ardından Von Langenbeck tarafından 1850 yılında açık repozisyon ve çivi yardımlı tespit yöntemi ile ilk cerrahi tedaviyi tanımlanmıştır (29). 1860’lı yıllarda ise bu bölge kırıklarının redüksiyonu ve traksiyonu Buck tarafından uygulanmıştır (30). Sonrasında Philips, ekstremitede oluşan kısalığı engellemek amacıyla lateral ve longitudinal traksiyonu denemiştir. König ise 1875 yılında ilk başarılı implantı uygulamıştır (30).

Whitman 1902 yılında radyografinin gelişmesi ve bu gelişimle beraber pelvipedal alçı tedavisini bu kırıklar için uygulamıştır. Steinmann ve Kirschner 1907 yılında kendi ismi ile anılan tel ile femurdan traksiyon uygulamasını kullanmıştır (28). Ardından traksiyon uygulamasına Russel, diz altından askılı traksiyonu kullanarak farklı bir boyut kazandırmıştır (31). Böhler ve Braun bu traksiyon uygulamasına dizi fleksiyonda, uyluğu ise 20-30° eğimde olacak şekilde ucuna ağırlık bağlanan cilt traksiyonları veya femur distalinden ya da tibia proksimalinden Steinmann şanzları ve Kirschner telleri kullanarak iskelet traksiyonunu denemişlerdir (32).

1925 yılında Smith-Petersen, proksimal femur kırıklarına özel üç kanatlı çivi kullanmıştır. Bu yeni bir dönemin başlangıcı olmuştur. Johanson, Westcott ve Thornton, 1932-1934 yıllarında bu çivi kanüllü üreterek kılavuz tel ile redüksiyon imkanı sağlamışlardır (33). 1941 yılında Jewett, üç kanatlı çivi yan plak ile beraber kullanmış ve ülkemizde de bu çivi, 1959 yılında ilk olarak Rıdvan Ege tarafından kullanılmıştır (28).

1966 yılında Küntscher, trokanterik ve subtrokanterik bölge kırıklarında intramedüller çivi, yukarı makaslama güçlerinden korumak için uzun olmasını sağlamıştır. 1986 yılında Klemm, bunu geliştirerek distal ve proksimaldeki deliklerden kilitlenebilen çivi tasarlamıştır (34).

1984 yılında Russell-Taylor, kendinden önceki çivilerden farklı olarak 6.5mm ve 8mm olmak üzere iki adet vida ile femur boynunu da tespit eden bir tasarım kullanmıştır (28).

1990 yılından itibaren kullanılan Gamma çivisi (HowmedicaOsteonics, Rutherford, NJ, ABD) çıktığı ilk zamanlarda fazla kullanılmakla beraber, sonrasında ortaya çıkan çivi distalindeki kırıklar ve üst ucunun kalın olmasına bağlı olarak büyük trokanter kırıkları gibi komplikasyonları sonrasında yeni çiviler geliştirilmeye başlanmıştır. Bütün bu komplikasyonlar sonrasında AO grubu, 1996 yılında proksimal kalça çivisini (PKÇ) geliştirmiş ve kullanıma sunmuştur (35). 2004 yılında ise yine AO grubu, boyun tespitini helikal bir vida yardımıyla gerçekleştiren antirotasyonel proksimal kalça çivisini (PKÇ-A) tasarlamışlardır (36).

Kalça kırıkları sonrası osteosentez sağlayan implantların yanında, femur başının yerini alacak implantlar da tasarlanmıştır. İlk çalışmalar 1891 yılında Almanya'da denenmiştir. Dr. Themistocles Glück tüberküloz sebebiyle ileri derece artrit gelişen hastada femur başını fildişi protezle değiştirmiştir (37). Bu amaçla fildişinin yanında altın, platin hatta şimşir ağacı kullanılmıştır.

1948 yılında Judet kardeşler (Robert ve Jean), akrilikten imal ettiği femur başı protezini kullanarak yeni bir dönemi başlatmış fakat sonrasında 1950'li yıllarda aşınma, kırılma ve yabancı doku reaksiyonları gibi komplikasyonları sonrasında kullanımdan kalkmıştır (38).

1950'li yıllarda Thompson, Judet kardeşlerin tasarladığı protezi revize ederek intramedüller gövdesi ve geniş yakalığı olan Vitallium® isimli protezi geliştirmiştir (39). Bu protez daha sonra Harold R. Böhlman ve Austin Moore tarafından geliştirildi ve John Hopkins hastanesinde ilk olarak Moore tarafından uygulandı (40). 1952 yılında Böhlman ve Moore, kemiğin içe büyümesini sağlamak amacıyla gövdesi pencereci olan protezi geliştirdiler (Resim 1). Bu her iki tasarımda özellikle yaşlı femur boyun kırıkları sonrasında femur baş ve boynunun değiştirilmesi amacıyla kullanılmıştır.



Resim 1. Pencereli femoral stem

Thompson ve Moore'un geliştirmiş oldukları protez bir dönem yaygın olarak kullanıldı. Yüksek komplikasyon oranlarının yanında, yeni geliştirilen bipolar ve total kalça protezleri sonrasında yerini bu iki yeni sisteme bırakmıştır.

1925 yılında Marius Smith-Petersen, camdan yapılmış ilk kalıp artroplastisini denemiştir (41). Cam, biyo-uyumlu olmasına rağmen kalçadaki maruz kaldığı büyük kuvvetlere dayanamamış ve parçalanmıştır. Sonrasında Smith-Petersen ile Philip Wiles kemiğe vidalarla tutturulan ilk TKA'yı oluşturmak için paslanmaz çeliği kullandılar (42, 43).

1953 yılında, metal-metal protezi ilk kullanan kişi George McKee idi. Thompson gövdesini, krom-kobalt alaşımlı bir asetabulum soketi ile beraber kullanmıştır. Bu protezin yakın zamanda yapılan çalışmasında, 28 yıllık sağ kalımı %74 gibi iyi bir sonuç olarak bildirilmiştir (44). Ancak, metal parçaların lokal etkileri yüzünden bu yöntem 1970'lerin ortalarında popülerliğini yitirmiştir.

Manchester Royal Infirmary'de çalışan Sir John Charnley, modern TKA'nın babası olarak kabul edilir. 1960'ların başında tasarladığı düşük sürtünmeli artroplasti, modern total kalça artroplastisinin öncüsüdür ve günümüzde kullanılan kalça protezlerinin temelini oluşturmaktadır. Metal gövdeli femur parçası, polietilen asetabular parça ve kemik çimentosu olmak üzere üç bileşenden oluşmaktadır (45). Charnley, daha küçük yüzey alanı nedeniyle küçük başlı bir femur başının kullanımını savunduğu için düşük sürtünmeli artroplasti olarak adlandırılmıştır (45).

2.2. Proksimal Femur Anatomisi

Proksimal femur anatomisi, gestasyonel erken dönem 4. haftada başlar ve ergenliğe kadar devam eder (46). Bu dönem boyunca kemik, kıkırdak, kas, tendon ve sinoviyal eklemlerin farklılaşmasına ve büyümesine yol açan sinyal yolları, vücut ağırlığını destekleyen ve mobilizasyona izin veren karmaşık bir yapı ile sonuçlanır. Proksimal femur geometrisini, kan akışını ve anatomik yapılarını iyi anlamak proksimal femur kırıklarının tedavisine metodolojik bir yaklaşım sağlar (47).

2.2.1. İntrauterin ve çocukluk çağı proksimal femur gelişimi

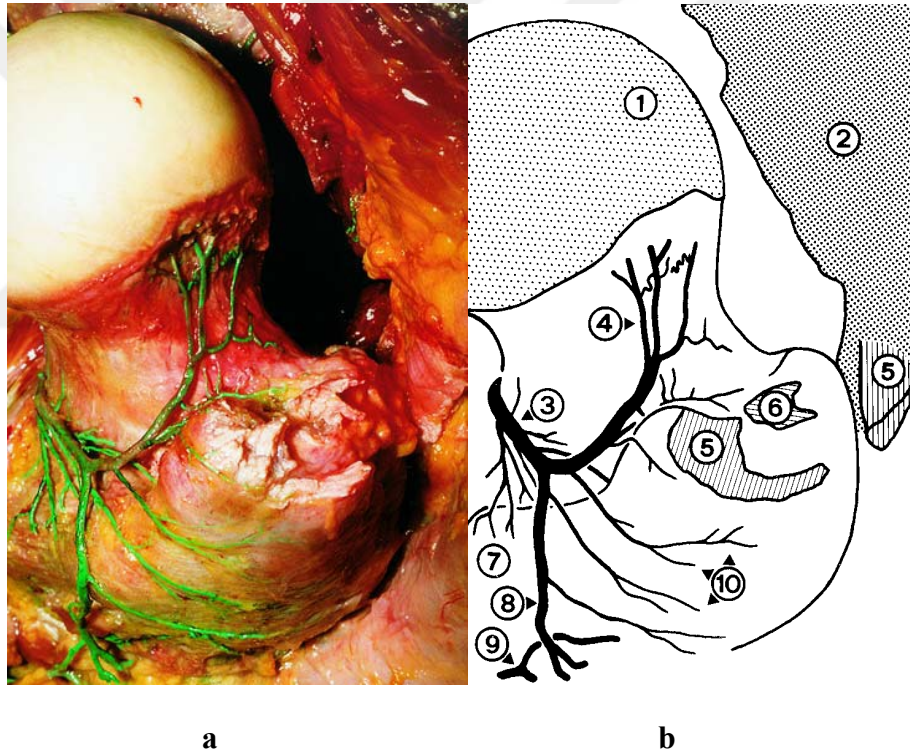
Proksimal femurun gelişimindeki karmaşık biyomekanik ve fizyolojik bir çok faktörle beraber, embriyoda uzuv oluşumu, ventrolateral duvarın ektodermal tabakasından çıkan uzuv tomurcuklarının gelişimi ile 4. haftadan itibaren başlar (46). Mezodermal tabaka ise kas, kıkırdak, kemik, tendon ve eklemlerin gelişiminden sorumludur. 7. haftaya kadar gelişen femur ve asetabulum arasında, kontrollü bir apoptoz meydana gelir ve ileride kalça eklemi oluşturacak olan bir yarıklık oluşur (48). 8. haftadan sonra ise artık hücre farklılaşmasından hücre büyümesi ve olgunlaşmasına doğru bir geçiş vardır. Femur ossifikasyon merkezi femur shaftından proksimale ve distale doğru ilerler. 11. haftada kalçanın görünümü tam olarak şekillenir (49). On ikinci – on dördüncü haftada proksimal femur vaskülarizasyonu femur boynu tabanı etrafında damar halkası şeklini alır. Daha sonra bu damarlar, lateral ve medial sirkumfleks artere farklılaşacak olan damarlardır. On altıncı haftaya gelindiğinde kemikleşme proksimalde küçük trokanter seviyesinde belirginleşir ve femur başı hiyalin kıkırdak ile kaplanır.

Femoral anteversiyon ilk olarak 11. haftada 5-10° iken, doğum sırasında maksimum noktası olan 45°'ye kadar yükselir ve 16 yaşında 15°'ye kadar geriler (50). Boyun-şaft açısı ise gebeliğin 15. haftasında 145° olup 36. gebelik haftasına doğru kademeli olarak 130°'ye kadar düşer (49). Dört yüz çocukta (800 kalça) yapılan 18 yaşına kadar olan çocukluk çağı boyun-şaft açısının ölçümünde, ortalama 127,3° olarak bulunmuşlardır (51).

2.2.2. Femur başı ve boyununun beslenmesi

Proksimal femur beslenmesi cenin olgunlaştıkça gebelik boyunca kapsüller (retinaküler), foveal ve intraosseöz olmak üzere üç ayrı arteriyel sistemden sağlanır (52). Kapsüller dolaşım sistemi medial (MFCA) ve lateral (LFCA) femoral sirkumfleks arterlerden oluşur. Bu arterler, %79'unda profunda femoristen, %20'sinde bu iki arterden biri direk femoral arterden, %1'inde ise her iki arterde doğrudan femoral arterden kaynaklanır(53). Ekstrakapsüller

halka, MFCA'nın dalının, LCFA ile birleşmesiyle oluşan anastomozdur. MFCA, femur proksimalini besleyen ana arter olup bu anastomoz ağının çoğunluğunu oluşturur. Ekstrakapsüler halkanın dalları, intertrokanterik hat boyunca eklem kapsülüne nüfuz eden, kapsülün fibröz uzantısı ve sinovyum altından femur boynuna yaslanarak femur başına doğru uzanan asendan servikal arterleri oluşturur. Bunlara retinakular arterler de denilir. Retinakular arterler daha çok femur başının posterosuperior bölümünü beslerler. Lateral servikal arterlerin baskın olduğu, anterior, medial, lateral ve posterior olmak üzere asendan servikal arter dört ana gruba ayrılmaktadır (52, 54-56). Asendan servikal arterler femur boynunun subkapital bölgesinde subsinoviyal kapsüler halka olarak adlandırılan ikinci bir kapsüler halka oluştururlar. Bu halkadaki MFCA'nın derin terminal dalları, femur başının posterosuperior yüzünde eklem yüzeyinin 2-4 mm lateralinden kemiğe nüfuz eder (Şekil 1) (57).



Şekil 1. a) Terminal dalların kemiğe perforasyonu (sağ kalça, posterosuperior bakış). **b)** 1- femur başı; 2- gluteus medius; 3- Medial femoral sirkumfleks arterin (MFCA) derin dalı; 4- MFCA'nın subsinoviyal dalları; 5- gluteus medius tendon insersiyosu; 6- piriformis tendon insersiyosu; 7- trokanter minörün nutrisyonel damarları; 8- trokanterik dal; 9- ilk perforan arterin dalı; 10- trokanterik dallar (57).

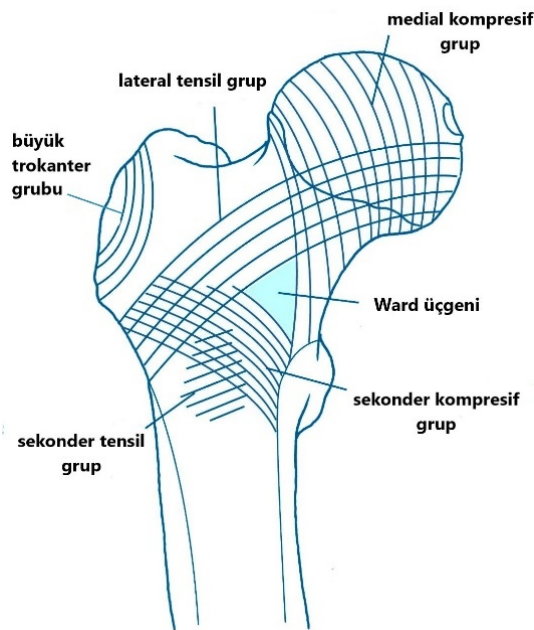
2.2.3. Proksimal femur geometrisi

Ward, 1838 yılında, femur boynunun iç geometrisini, medialde kompresyon trabekülleri ve lateralde tensil trabekülleri bulunan trabeküler ağı tanımladı (58). Bu trabeküller

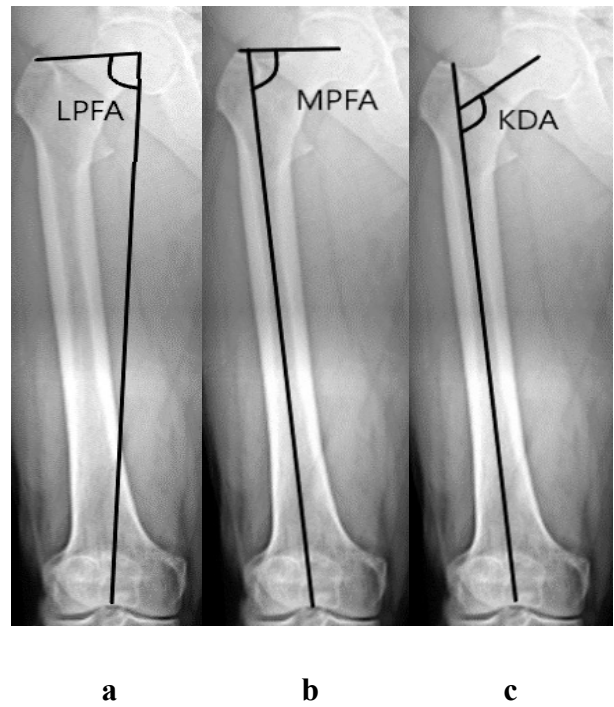
primer kompresif, primer tensil, sekonder kompresif, sekonder tensil ve büyük trokanter grubu olmak üzere birbirinden ayrılırlar. Primer kompresif grubu, kalkardan başlar ve femur başının yük binme yüzeyine doğru ilerler. Primer tensil grubu, büyük trokanterin alt bölgesinden başlayarak başa doğru bir yay çizerek sonlanır. Sekonder kompresif grubu, medialde kalkardan başlayarak büyük trokanterin üst bölgesine doğru ilerler. Sekonder tensil grubu ise lateralde büyük trokanterin alt kısmından başlayarak üst kısmına doğru uzanırlar. Büyük trokanter grubu, trokanter majörün alt bölümünde başlar, üst bölümüne doğru ilerler. Femur boynunun ortasında ise trabeküllerden fakir bölgeye Ward üçgeni adı verilir (Şekil 2).

Erişkin femurunda femur başı, femur boynu, büyük trokanter ve femur shaftı arasında sabit açılar bulunmaktadır. Bunlar proksimal femur kırıklarının cerrahi tedavisinde dikkat edilmesi gereken önemli hususlardır. Paley tarafından tanımlanan bu açılar;

- Lateral proksimal femoral açı (LPFA): Trokanterin tipi ile femur başı merkezi arasını birleştiren çizginin femurun mekanik eksenine ile yaptığı açı; $90^{\circ} \pm 5^{\circ}$
- Medial proksimal femoral açı (MPFA): Trokanter tipi ile femur başı merkezi arasına çizilen çizginin femur anatomik eksenine ile yaptığı açı; $84^{\circ} \pm 5^{\circ}$
- Boyun-şaft açısı (kollodiyafizer açı-KDA): Femur boynu anatomik eksenine ile femur shaftı anatomik eksenine arasındaki açı; $130^{\circ} \pm 10^{\circ}$ (59) (Şekil 3).



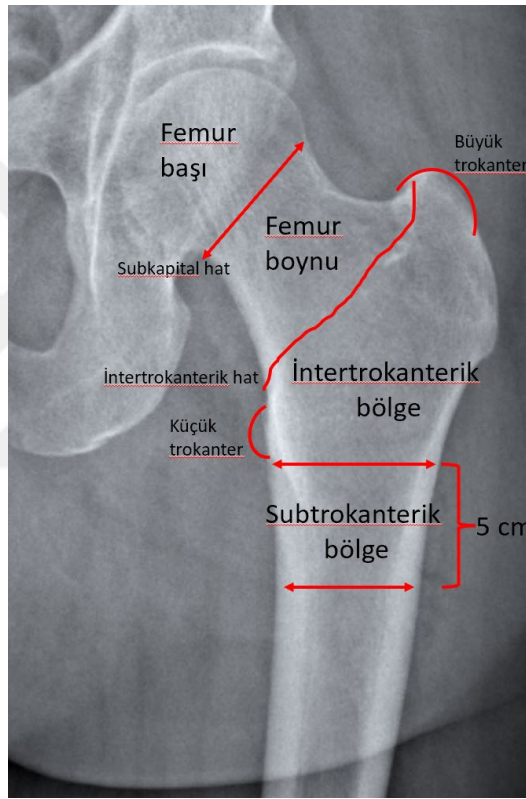
Şekil 2. Primer ve sekonder kompresif ile tensil grupları



Şekil 3. Proksimal femur açı ölçümleri. a) Lateral proksimal femoral açı (LPFA), b) Medial proksimal femoral açı (MPFA), c) Kollodiyafizer açı (KDA)

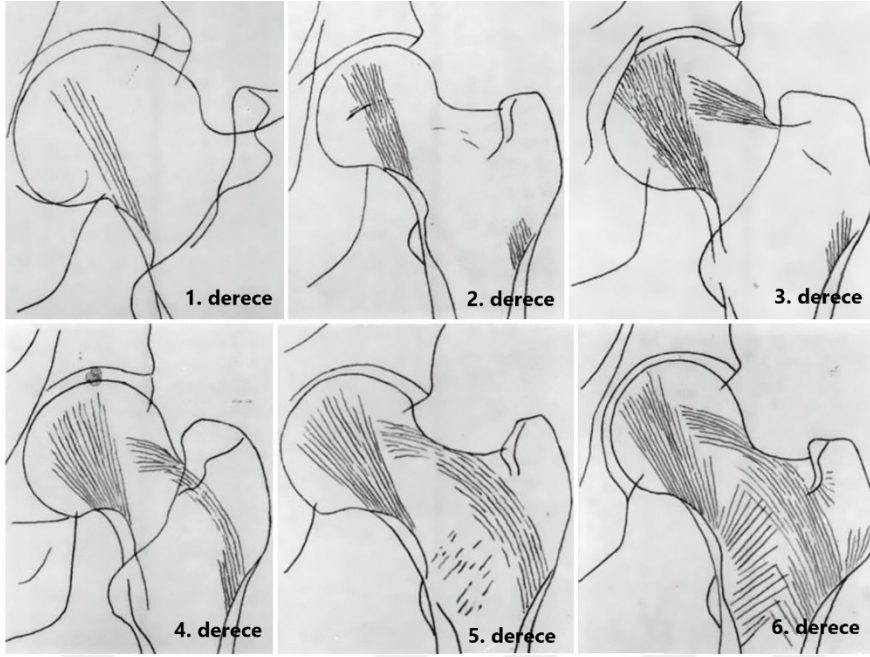
2.2.4. Proksimal femurun kemik ve bağ yapısı

Proksimal femur genel olarak femur başı, femur boynu, intertrokanterik bölge ve subtrokanterik bölge olmak üzere dört ana bölgeye ayrılır. Femurun baş-boyun bileşkesi, femur boyununun subkapital bölgesi olarak adlandırılır ve intrakapsüler yerleşimlidir. Femur boyun-intertrokanterik bileşke arası bazoservikal bölge olarak tanımlanır ve ekstrakapsüler yerleşimlidir. Küçük trokanterin 5 cm distaline kadar uzanan bölge ise subtrokanterik bölge olarak isimlendirilir (Şekil 4).



Şekil 4. Proksimal femur anatomik bölgelerinin radyografik olarak görünümü

Femur proksimalinin trabeküler sistemini inceleyen Singh ve ark., 1970’li yıllarda “Singh indeksi” adı verilen sınıflamayı literatüre kazandırmışlardır. Radyolojik olarak inceledikleri bu yöntemde trabeküler yapıyı osteoporoz süreci içerisinde 6 farklı dereceye ayırmışlardır (60) (Şekil 5).



Şekil 5. Singh indeksi (60)

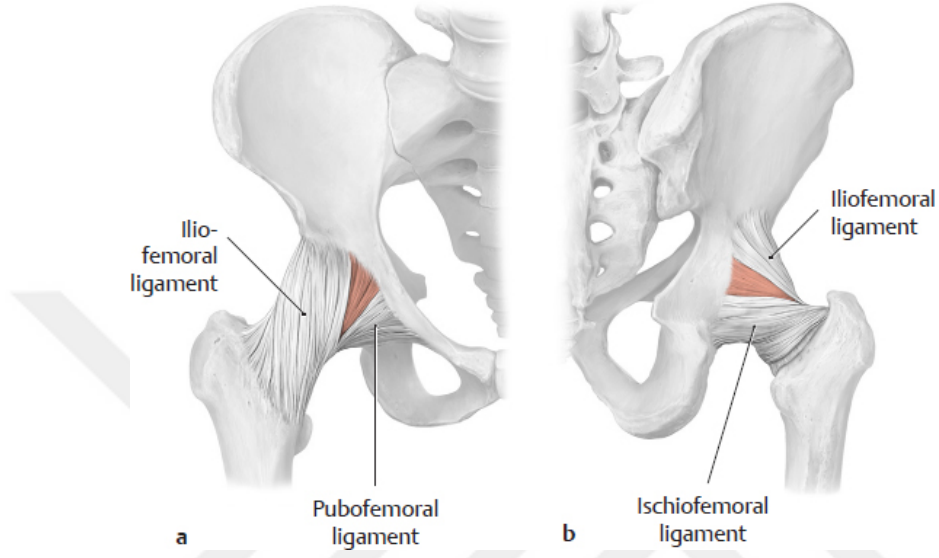
- 1.Derece - Primer kompresif trabeküllerin de ileri derecede azalması.
- 2.Derece - Sadece primer kompresif trabekülerin varlığı görülebilir.
- 3.Derece - Primer tensil trabeküllerinin devamında kırılma vardır. Büyük trokantere doğru az görülmektedir. Bu dereceden itibaren kesin osteoporoz düşünülür.
- 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.

Kalça ekleminde kapsül asetabulumdan kaynaklanır. Anteriorda, intertrokanterik çizgiye kadar femur boynunun tabanına kadar uzanırken posteriorda ise femur boynunun lateral yarısı ekstrakapsülerdir. İntrakapsüler bölgede periost olmamasından kaynaklı intrakapsüler kırıklar endosteal iyileşme ile iyileşebilirler. Kalça eklemindeki bağlar; iskiöfemoral, iliöfemoral, puböfemoral, transvers asetabular bağ ve kapitis femoris bağıdır (Resim 2).

- **İskiöfemoral bağ**, iskiüm gövdesi ile büyük trokanter arasında uzanır ve kapsülü posteriordan destekler. Fleksiyon ve ekstansiyonda kalça iç rotasyonunu sınırlar.
- **İliöfemoral bağ**, diğer bir adıyla Bigelow'un Y bağı. Kapsülün en kuvvetli ve kalın bağıdır. Antero-inferior iliak çıkıntının altından başlar ve intertrokanterik

hatta yapışır. Kalça ekstansiyodayken iç rotasyonu, fleksiyon veya ekstansiyodayken dış rotasyonunu sınırlar.

- **Pubofemoral bağ**, pubisten başlayarak intertrokanterik hatta sonlanır. Ekstansiyonda dış rotasyonu kontrol eder.



Resim 2. a) Kalça eklemine anterior görünümü, **b)** Kalça eklemine posterior görünümü

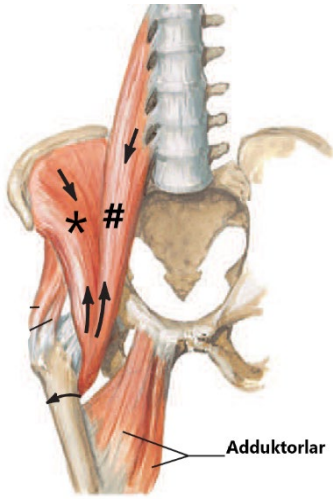
2.2.5. Kalça bölgesindeki kaslar ve innervasyonları

Kalça eklemine hareketini sağlayan kaslar buldukları yerlere göre adlandırılırlar. Proksimal femur kasları 5 ana başlıkta incelenebilir:

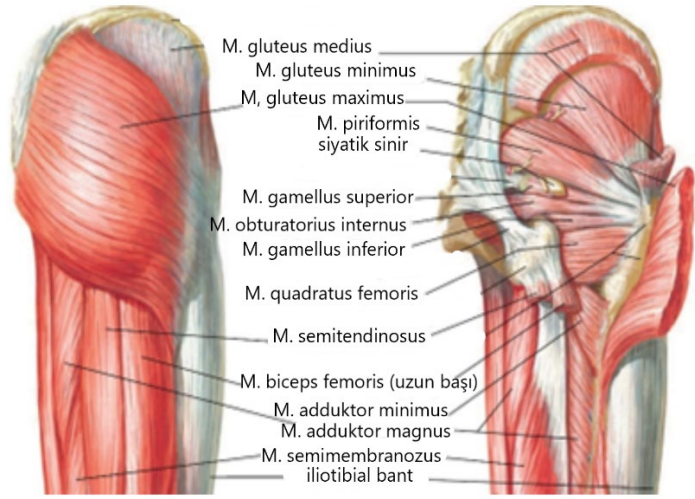
- İliak bölge kasları,
- Kalça dorsal kasları,
- Uyluk ön yüz kasları,
- Uyluk addüktör kasları,
- Uyluk arka yüz kasları (iskio-krural grup) olmak üzere.

İliak bölge kasları olan ve vertebralardan köken alan psoas majör ile iliak kanattan köken alan iliakus kası birleşerek ligamentum inguinalenin altından geçtikten sonra iliopsoas kasını oluşturur. Posteromediale doğru ilerledikten sonra küçük trokantere yapışır. Femoral sinir tarafından innerve edilir (Şekil 6).

Kalça dorsal kasları; gluteus maksimus, gluteus medius, gluteus minimus, piriformis, obturatorius internus, gamellus superior ve inferior, obturatorius eksternus, kuadratus femoris ve tensör fasya lata olmak üzere adlandırılırlar (Şekil 7). Gluteus maksimus kası iliak kanadın dorsali, sakrumun alt bölümü, koksiks ve ligamentum sakrotuberalden başlayarak lateral ve distalden ilerler. Femur üst ucunda derin lifleri tuberositas gluteusta sonlanırken, kalan liflerin aponevrozu, büyük trokanterin altında tensor fasya lata aponevrozu ile birleşir ve iliotibial traktusu oluştururlar. Kalçanın ana ekstansörü olması yanında üst bölümü abduksiyonu, alt bölümü ise adduksiyonu destekler. Dış rotasyona da katkısı vardır. İliotibial traktusa dahil olan lifleri gövdeyi dik tutma, yürüme ve merdiven inip çıkmada yardımcıdır. İnfierior gluteal sinir tarafından innerve edilir. Gluteus medius kası, iliak kanadın lateralinden başlayarak büyük trokanterin lateralinde son bulur. Kalçaya abuksiyon yaptırır ve superior gluteal sinir tarafından innerve edilir. Gluteus minimus kası da yine iliak kanadın lateralinden başlayarak büyük trokanterin tepesinde sonlanır ve superior gluteal sinir tarafından innervasyonu sağlanır. Piriformis kası, sakrumdan başlayarak büyük trokanterin tipinde sonlanır. Kalça eklemine dış rotasyon yaptırırken uyluğa abduksiyon yaptırır. Kendi adıyla anılan sinir ile innerve olur. Obturatorius internus kası, obturatar forameninden başlar, fossa intertrokanterikada sonlanır ve kendi adıyla anılan sinir ile innerve edilir. Gamellus superior ve inferior kasları, iskiümdan başlar ve obturatorius internus kası ile birleşerek fossa intertrokanterikaya yapışır. Gamellus superior, obturatorius internus siniri ile innerve olurken; gamellus inferior kası kuadratus femoris siniri ile innerve olur. Kuadratus eksternus kası, obturator foramenin dış çevresinden başlar ve fossa trokanterikada sonlanır. Obturator sinir tarafından innerve edilir. Kuadratus femoris kası, iskiümün dış kenarından başlar ve crista intertrokanterikaya yapışır. Dış rotasyon ve adduksiyondan sorumludur. Kendi adıyla anılan sinir tarafından innerve olur. Tensör fasya lata kası, spina iliaka anterior superiordan (SIAS) başlar ve iliotibial traktus ile devam eder. Uyluğun fleksiyonuna ve abduksiyonuna yardımcıdır. Ekstansiyona da katkısı sınırlıdır. Superior gluteal sinir tarafından innervasyonu sağlanır.



Şekil 6. * iliakus kası,
psoas majör kası (61)

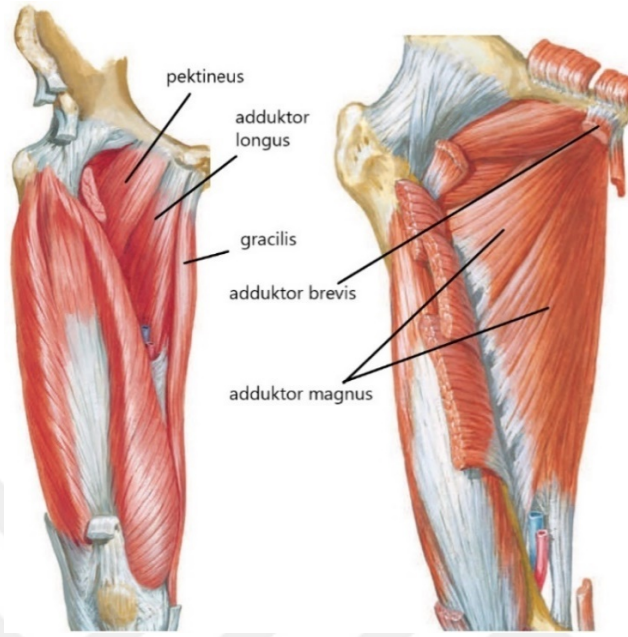


Şekil 7. Kalça dorsal ve arka yüz kasları (61)

Uyluk ön yüz kasları; sartorius ve kuadriseps femoris kas grubundan oluşur. Sartorius kası, uyluğun fleksiyon, abduksiyon, ve dış rotasyonuna yardımcı olurken uyluk fleksiyondayken dize de iç rotasyon yaptırır. Femoral sinir tarafından innervasyonu sağlanır. Kuadriseps femoris kas grubu; rektus femoris, vastus medialis, vastus lateralis ve vastus intermedius kasından oluşur ve bu kas grubunun tamamı femoral sinir tarafından innerve edilir. Rektus femoris kası, uzun başı spina iliaca anterior inferiordan (SIAI), yansıyan başı ise asetabulumun üst kenarından başlar. Kalçaya fleksiyon dize ise ekstansiyon yaptırır. Vastus medialis, linea asperanın medialinden başlar ve dize ekstansiyon yaptırır. Vastus lateralis, linea asperanın lateralinden başlar ve dize ekstansiyonda yardımcıdır. Vastus intermedius, femurun ön yüzünden başlar ve dize ekstansiyon yaptırır.

Uyluğun adduktor kasları, pektineus, adduktor longus, adduktor brevis, adduktor magnus, gracilis kaslarından oluşur. Genel olarak pubik koldan başlarlar ve linea aspera ile femurun medial suprakondiller bölgesine yapışırlar. Pektineus kası, pekten osis pubisten başlar ve uyluğa adduksiyon, fleksiyon ve dış rotasyonuna yardımcı olur. Femoral ve obturatar sinirler tarafından innervasyonu sağlanır. Adduktor longus kası, ramus pubis superior inferior sınırından başlar ve uyluğa adduksiyon ve fleksiyona yardımcı olur. Obturator sinir tarafından innerve olur. Adduktor brevis, ramus pubis superiorından başlayarak uyluğa adduksiyon, ekstansiyon ve dış rotasyona yardımcı olur. Obturator sinir tarafından innerve edilir. Adduktor magnus, iskiüm kolundan başlar ve uyluğa adduksiyon yaptırırken kalçanın ekstansiyon ve dış rotasyona yardım eder. Obturator ve tibial sinir tarafından innerve edilir. Gracilis kası, yüzyel ve medialde bulunur. Pubik kolun inferiorundan başlayarak tuberositas tibiyanın iç tarafında

sonlanır. Bu bölgede sartorius ve semi tendinosus ile birleşerek pes anserinusu oluşturur. Uyluğa adduksiyon yaptırırken, kalça eklemine iç rotasyon ve fleksiyonuna yardımcı olur. Obturator sinir tarafından innerve edilir (Şekil 8).



Şekil 8. Uyluk adduktor kasları (61)

Uyluk arka yüz kasları (iskio-krural grup); biceps femoris, semitendinosus ve semimembranosus kaslarından oluşur. Biceps femoris kası, iki başlı olup uzun başı tüber iskiyumdan başlayıp fibula başında sonlanırken, kısa başı linea asperanın distal lateralinden başlar ve yine fibula başında sonlanır. Bacağa fleksiyon ve dış rotasyon yaptırırken, kalçaya ekstansiyon yaptırır. Peroneus communis siniri tarafından innerve edilir. Semitendinosus kası, tüber iskiyumdan başlayıp tuberositas tibianın medialinde sonlanır ve pes anserinusa katılır. Bacağa fleksiyon ve iç rotasyon yaptırırken, kalçaya ekstansiyon yaptırır. Tibial sinir tarafından innerve edilir. Semimembranosus kası, tüber iskiyumdan başlayıp proksimal tibia medialinde sonlanır.

Çift sinir ile innerve olan kaslar;

- Pektineus (obturator ve femoral)
- Adduktor magnus (obturator ve tibial)
- Biceps femoris (uzun başı, tibial; kısa başı, peroneal)

Çift ekleme hareket sağlayan kaslar;

- Rektus femoris (kalçaya fleksiyon, dize ekstansiyon)

- Sartorius (kalça ve dize fleksiyon)
- Gracilis (kalçaya adduksiyon, dize fleksiyon)
- Biceps femoris uzun başı (kalçaya ekstansiyon, dize fleksiyon)
- Semimembranosus (kalçaya ekstansiyon, dize fleksiyon)
- Sementinosus (kalçaya ekstansiyon, dize fleksiyon)

2.3. Kalça Eklem Biyomekaniği

Kalçanın biyomekanik değerlendirmeleri, yapısal kalça anormalliklerini ve yaralanma mekanizmalarını anlamada çok önemli bir rol oynar. Travma sonrası veya rekonstruktif ameliyatların tedavisinde önemli etkilere sahiptir. Bu eklem stabilitesi, günlük aktivite sırasında bir yandan karşılaşılan kuvvetleri dengelerken, bir yandan da harekete izin vermesi açısından önemlidir. Gövdenin yükü alt ekstremiteye aktarılırken kalça eklemi 3 farklı eksen (fleksiyon-ekstansiyon, adduksiyon-abduksiyon, iç-dış rotasyon) hareket eder. Kalça eklem hareket açıklıkları; fleksiyon (120°), ekstansiyon (10°), abduksiyon (45°), addüksiyon (25°), iç rotasyon (15°) ve dış rotasyondan (35°) oluşmaktadır (62). Yürüme sırasında minimal bir abduksiyon-adduksiyon ve 50-60 derece fleksiyon-ekstansiyon hareketi yeterli iken günlük yaşam içinde (çorap giyme, tuvalet vs) fleksiyon, abduksiyon ve iç rotasyonun birlikte olduğu 160-170 derecelik bir hareket açıklığı gerekir (63).

Proksimal femurun trabeküler yapısı gerici (tensil) ve sıkıştırıcı (kompresif) yükleri aktaran ve birbirleriyle 60°'lik açı yapan üç kemerden oluşur (64). Fibrokartilajenöz labrum, kalça eklem yüzeyinin %22'sini oluşturur ve asetabulum hacmini %33 oranında artırır (65). Şok emici etkisi sayesinde kemik-kemik temasını engelleyerek kalça eklemi korur. Devamında transvers ligamanla birlikte kalçayı çevreler ve kalça içi hidrostatik basıncı arttırarak sinoviyal yağlanmayı (lubrikasyon) sağlar (66).

Asetabulumun uzaysal oryantasyonu ve boyutu; lateral merkez-kenar açısı (LMA), ağırlık taşıyan yüzeyin eğimi (asetabular eğim, AE) ve ön-arka duvar ilişkisini gösteren retroversiyon indeksi çekilen antero-posterior radyografi ile belirlenir. Kranio-kaudal planda asetabulum kapsama alanı 78 ± 7 olup diğer açıların normal sınırları; LMA için $26^\circ \pm 5^\circ$, AE için $9^\circ \pm 4^\circ$ ve asetabular anteversiyon için $13^\circ \pm 7^\circ$ 'dir (67, 68).

Femur boynunun femur başına göre ilişkisi, kırıklara karşı direnç ve hareket arka açısından bir göstergedir. Hareket açıklığı açısından ofseti ölçen en iyi değer alfa açısıdır. Normal değeri 40-45° olup, sıkışma olmaksızın hareket açıklığına izin veren açıdır (69).

Azalmış 'offset' "cam" tipi bir femoroasetabular sıkışmaya (FAS) neden olabilir ki bu da labrum ve o bölge kırırdağında hasara sebep olabilir. Femoral anterversiyon için yetişkinlerde ortalama normal değerler erkeklerde 8° ve kadınlarda 14°'dir. Artmış bir anteversiyon gluteus maximus kasının kaldıraç kolunu arttırırken, abduktorların kaldıraç kolunu azaltır ve bu durum posterior FAS'a yol açabilir (70). KDA normal değerleri yetişkinlerde 130°±10° olup, KDA açısında azalma (varus kalça) abduktorların moment kolunu arttırır ve eklem kuvvetlerini azaltır. Bu durumda femur boynu üzerindeki baskı artar. Bu da valgus impakte kırıklarında, neden daha iyi iyileşme şansının olduğunu açıklar.

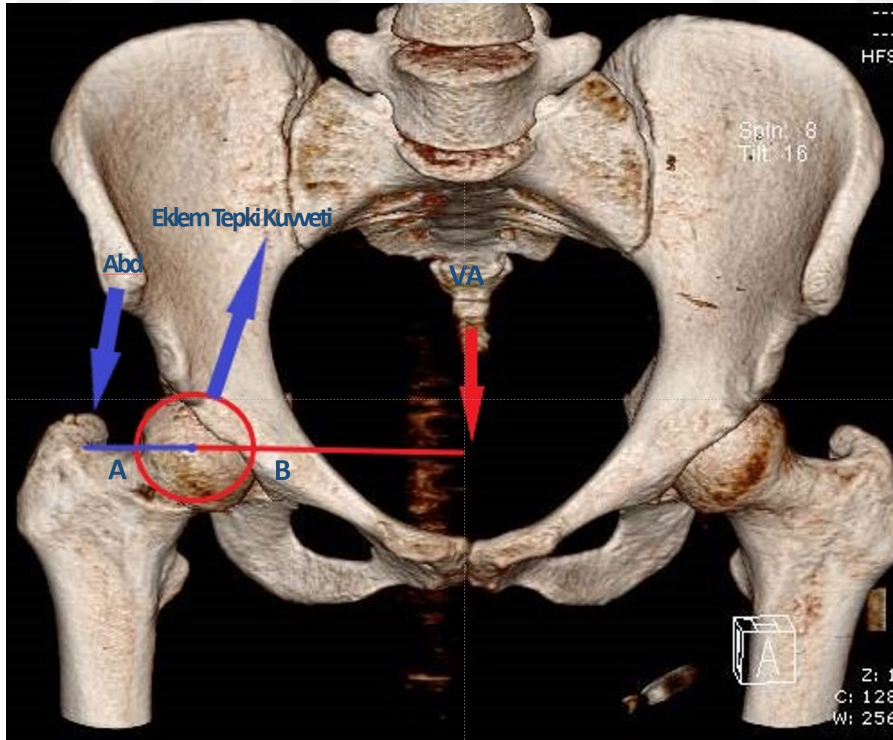
Vücut ağırlığı (VA) ve vücut ağırlığı moment kolu (B) ile abduktor moment kolu (A) uzunlukları kolaylıkla ölçülebilir ve basit bir fizik hesabı ile abduktor kol kuvveti (Abd) hesaplanabilir (71) (Şekil 9):

$$Abd \times A = B \times VA$$

$$Abd = \frac{B \times VA}{A}$$

Bu denklemden yola çıkarak kalça eklemine etkiyen kuvvetler toplamı yani eklem tepki kuvveti (ETK) şu şekilde formülize edilebilir:

$$ETK = Abd + VA$$



Şekil 9. Kalça eklemi üzerine etkiyen kuvvetler (Abd: Abduktor kol kuvveti, A: Abduktor kaldıraç kolu, B: Vücut ağırlığı kaldıraç kolu, VA: Vücut ağırlığı)

Kalçanın biyomekanik özellikleri yürüyüş fazlarında farklılık gösterir ve birbirini takip eden birkaç süreçten oluşur. Ayakta çift uzuv duruşunda, vücut ağırlığı her iki kalçaya eşit dağıtılır. Ardından pelvisin sagittal düzlemde öne eğimi (yürümede 5° , koşuda $15^\circ-20^\circ$) ile beraber ağırlık merkezi duruş bacağı üzerine kayar ve $5^\circ-10^\circ$ kalça ekstansiyonu olur. Bunu pelvisin öne rotasyonu ve sallanan bacağın ağırlığının serbest bırakılması izler. Son olarak da sallanan bacağı yükseltmek için pelvisin frontal planda $5^\circ-6^\circ$ yükselmesi ve $40^\circ-50^\circ$ kalça fleksiyonu meydana gelir (72). Koronal planda yürüme döngüsünün tek ayak basma fazında kalça eklemindeki rotasyonel kuvvetlerin toplamı sıfır olmalıdır. Yürüme esnasında femur başının topuk yere değdiği anda anterosuperomedial, parmakların yerden kaldırıldığı dönemde ise posterosuperolateral yük altında kalır (73).

Kalça eklemi üzerine binen yüklerin dinamik ölçümleri çeşitli çalışmalarda ortaya konmuştur (74-77);

- Yavaş yürümenin topuk temasından hemen sonra kalça eklemine vücut ağırlığının üç katı kadar, parmaklar kalkarken dört katı kadar,
- Hızlı yürümede vücut ağırlığından daha az,
- Koşmada, topuk temasından hemen sonra vücut ağırlığının 7-8 katı kadar, salınım fazı başlangıcında biraz daha fazla,
- Kayak ile kayma esnasında vücut ağırlığının 4-12,4 katı kadar,
- İki ayak üzerinde dururken, kalça eklemlerine vücut ağırlığının 0,8-1 katı kadar yük biner.

2.4. İntertrokanterik Femur Kırıkları

Büyük trokanter, küçük trokanter, femur başı ve shaftı arasındaki geçişi sağlayan bölgede meydana gelen kırıklardır (78). Kapsül dışı bir kırık olup, femur boynuna veya subtrokanterik bölgeye uzanımları görülebilir. İlerleyen yaş ile beraber gelişen osteoporoz ve ek hastalıklar basit travma veya düşme sonrasında bu kırıkların ortaya çıkmasını kolaylaştırmaktadır.

2.4.1. Epidemiyoloji

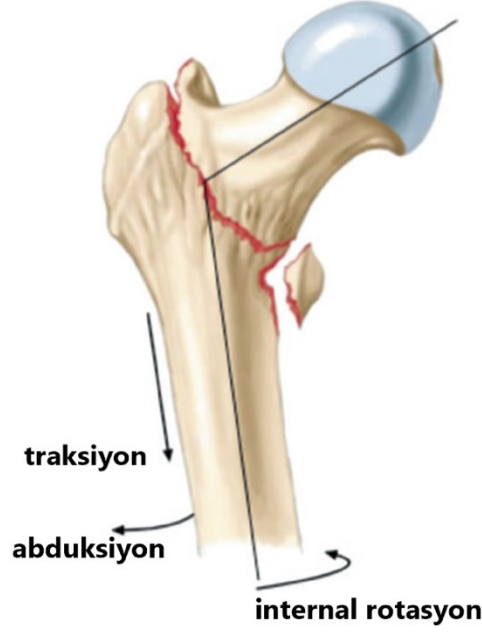
Çeşitli popülasyonlarda kalça kırık insidansı değişmekle beraber, her on yılda %25 oranında artarak toplamda dünya çapında her yıl 1,7 milyon insanın bu kırıktan etkilendiği öngörülmektedir (79). Genel olarak artan yaşam beklentisi ve artan yaşlı nüfus ile beraber kalça kırıklarının sayısı da aynı oranda artmaktadır. 2050 yılına kadar, Amerika Birleşik Devletleri'nde bu kırıkların sayısı 500.000'den fazla olacağı tahmin ediliyor (80). İstatistiksel

olarak bu kalça kırıklarının dörtte üçünden fazlası kadın ve yüzde 90'dan fazlası 70 yaşın üzerindedir (81). Femur boyun kırıkları ile karşılaştırıldıklarında, İTK olan hastaların ortak özellikleri görece daha yaşlı ve ev içi ambulasyonlarının daha sınırlı olmalarıdır (82). Yaş arttıkça İTK'ya ek olarak komorbiditelerin de oranı artmaktadır ve tüm hastaların %90'ından fazlasının en az bir majör komorbiditesi vardır (83).

2.4.2. Kırık mekanizması

Geriatric hastaların ileri yaşla birlikte sıklığı artan görme bozukluğu, azalmış refleksler, vasküler hastalıklar ve eşlik eden kas iskelet patolojilerinin kırık üzerinde etkisi fazla olup genellikle %90 oranında basit travmalarla oluşmaktadır (84). Yaşlılardaki düşmelerin yalnızca %2'den azı kalça kırığı ile sonuçlanır (85). Düşmenin kalça kırığı oluşturabilmesi için dört ana faktörün katkıda bulunduğu belirlenmiştir (84): Kalça üzerine düşme, düşmenin enerjisini azaltacak koruyucu reflekslerin kritik eşikten daha az olması, kalça kemik, kalça çevresi kas ve yağ dokusu gibi darbe emici koruyucu yapıların yetersizliği.

İntertrokanterik femur bölgesi, proksimal femurun femur başı, boyun ve subtrokanterik bölgeleri ile beraber dört ayrı bölgesinden biridir. Büyük trokanter birçok önemli tendonun yapışma noktasıdır. Tipine piriformis kası, dorso ve ventrolateralinde gluteus medius ve minimus kasları, intertrokanterik fossaya kısa dış rotatorlar yapışır. Küçük trokanter ise iliopsoas tendonunun yapışma bölgesidir. AO sınıflamasına göre A2 ve A3 tipi kırıklara karşılık gelen ve intramedüller tespit gerektiren kırıklarda yaygın olarak üç veya dört ana fragman bulunur: Baş-boyun, büyük trokanter, küçük trokanter ve shaft. Femur başının orta noktasından femur kondillerinin orta noktasına çizilen düz çizgi (mekanik eksen) küçük trokanterin medialinden geçtiği için kırık tipik olarak varus yönünde yer değiştirir. İntertrokanterik kırıklarda karşı kuvvet olan gluteal kas yapısı ve iliotibial bant bu kuvveti nötralize edemez. Gluteal kaslar proksimal ana parçayı çekerken, küçük trokanter eğer sağlamırsa buraya bağlı fragman fleksiyona ve dış rotasyona gider. Distal ana parça ise genellikle adduktorlar sayesinde adduksiyona ve eksternal rotasyona döner (47). Doğru redüksiyonu sağlamak için ortaya çıkan bu kas kuvvetlerini anlamak ön koşuldur. Bu kuvvetlere karşı koymak için redüksiyon sırasında traksiyon, iç rotasyon ve abduksiyon gerekir (Şekil 10).



Şekil 10. İntramedüller çivileme gerektiren intertrokanterik kırıklarda redüksiyon manevrası (86)

2.4.3. Klinik bulgular, tanı ve değerlendirme

İTK hastalarında, genel olarak ileri yaş grubunda olmaları nedeni ile komorbiditeler de fazla görülmektedir. Hastalar, genellikle evde kayma veya basit düşme sonrası kalça ağrısı ve yürüyememe şikâyeti ile başvururlar. Anamnezinde travmanın meydana geliş şekli, hastanın yaşı ve eşlik eden hastalıklar da iyi sorgulanarak sistemik bir fizik muayene yapılmalıdır (84). Hastalar genellikle kalça ağrısı ve yürüyememe şikâyeti ile acile başvurumaktadırlar ancak ayrışmamış, impakte veya yetmezlik kırıklarında ağrılı da olsa hastalar ayağa kalkabilir, hatta yürüyebilirler. Bu sebeple bu hastalarda kırık olabileceği akılda tutulmalıdır (87). Tüm bunlara ek olarak, hastanın diğer ekstremitelerinde veya omurgasında ek bir patoloji olabileceği akılda tutulmalıdır. Yapılan çalışmalara göre ek patoloji varlığı %7 ila %15 arasında değişmektedir (78, 88).

Fizik muayene inspeksiyon ile başlamaktadır. Deplase olmuş bir İTK’da etkilenmiş ekstremitede kısalık, 90°’ye varan dış rotasyon ve abduksiyon deformitesi sık görülür (87) (Şekil 11a). Kalça posterolateralinde ekimoz görülebilir. Sonrasında yapılan palpasyonda hareket ile artan ağrısı ve ilgili eklemden olan şişliği gözlenir. Bununla birlikte nörovasküler muayene de dikkatlice yapılarak, önceden var olabilecek veya travma esnasında var olan muhtemel patolojiler kayıt altına alınmalıdır. Cerrahi girişim için insizyon bölgesi de değerlendirilmelidir.



Şekil 11. Acile gelen 56 yaşında erkek hasta, sol İTK **a)** hastanın postürü **b)** hastanın radyografisi

Radyolojik değerlendirme için kırığın ön-arka (AP) ve lateral görüntüleri yeterli olsa da şiddetli ağrı sebebiyle genellikle tek bir görüntü üzerinden değerlendirme yapılır (Şekil 12b). Aynı anda karşı kalçanın da görüntüsü, hastanın boyun-şaft açısı ve osteoporoz tayinini belirleyen Singh indeksi açısından önemlidir. Yine çekilen traksiyon-iç rotasyon (15°) grafileri, kalkar bölgesinin daha iyi tanımlanması ve kırık redüksiyonunun kolaylığı açısından ipucu verebilir. Ayrıca, femur distalinin görüntülenmesi hem medulla çapının ölçümü hem de femur anteversiyonunu değerlendirmeyi sağlar. Bilgisayarlı tomografi (BT) nadiren gerekli olup düz grafilere yeterince stabilitesinden emin olunamayan kırıklar veya direkt grafi ile doğrulanamayan kırık şüphesi varlığında gerekebilir. Manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ise özellikle okült kırıkların tanısında kullanılabilir. Sintigrafiye ve ince kesit tomografiye göre daha üstün bir tanısal doğruluğu mevcuttur (89). Kırığın konfigürasyonunun net bir şekilde görselleştirilmesi, güvenilir bir sınıflandırma ve doğru implant seçimi açısından önemlidir (90).

2.4.4. Sınıflandırma

İTK'lar için çeşitli sınıflandırma sistemleri bulunmaktadır. Tüm bu kırık sınıflamalarında en önemli husus trokanterik bölge kırıklarının stabil veya instabil olarak ayrımlarının sağlanabilmesidir. Stabil kırıklar, posteromedial kalkar devamlılığı olan, parçalanma görülmeyen ve kırık parçalarının redükte edilebildiği iki parçalı, trokanterik

bölgede oluşan kırıklardır. İnstabil kırıklar ise posteromedial korteksin deplase olduğu kırıklar olarak ayrılır (84, 87). Ters oblik ve subtrokanterik kırıklar da instabil kırıklar olarak kabul edilmektedir (91).

Küçük trokanterin kırık stabilitesi üzerindeki belirleyici etkisi konusunda fikir birliği mevcuttur (78, 87, 88, 92). Fakat küçük trokanterin ayrıldığı her kırık instabil olmadığı gibi değerlendirme parçanın büyüklüğü ve deplasman miktarına göre yapılır. Küçük trokanter posteromedial yerleşimlidir ve kırık, posterior ile medial yüzeylerde bir boşluk meydana getirecektir. Bu boşlukların medialde olanı sebebiyle oluşan varus deplasmanı ve posterior boşluk nedeniyle meydana gelen retroversiyon deformiteleri tedavi sürecini zorlaştırır. Bu prensibe dayanılarak çeşitli sınıflandırma sistemleri tanımlanmıştır: Boyd ve Griffin sınıflaması, Evans sınıflaması, Evans-Jensen sınıflaması, AO sınıflaması günümüzde geçerli olan sınıflamalardır (84).

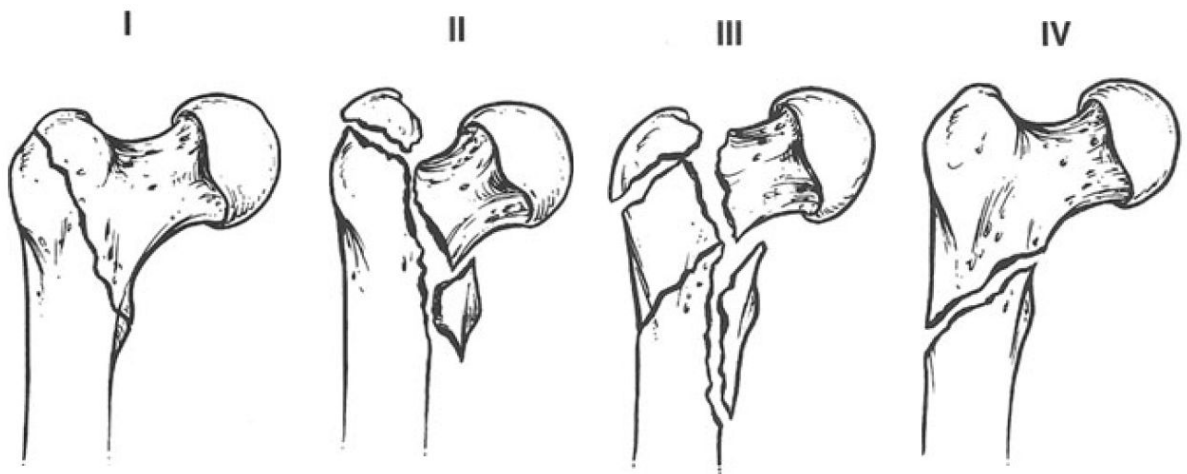
- Boyd- Griffin sınıflaması (1946) (93) (Şekil 12)

Tip 1: Trokanter çizgisi boyunca tek bir kırık hattı olan, deplase olmamış, redüksiyonu kolay olan stabil kırıklar

Tip 2: Parçalı olmayan kırıklardır. Ön-arka grafide tek kırık hattı görülmesine rağmen yan grafilerde başka kırık hatlarının da tespit edildiği kırıklardır. Parçalanmanın miktarı redüksiyonu ve tedaviyi değiştirir.

Tip 3: Trokanter minörü içine alan ve kırık hattının distale doğru uzandığı subtrokanterik kırıklardır. İnstabildir ve redüksiyonu zordur.

Tip 4: Trokanterik bölge ile femur proksimal cisminin kırığıdır. En az iki planda bir kırık hattı mevcuttur. Femur diyafiz kırığı spiral veya oblik olabilir ve kelebek fragman içerir. İnstabil kırıktır. Redüksiyonu ve tedavisi zordur.



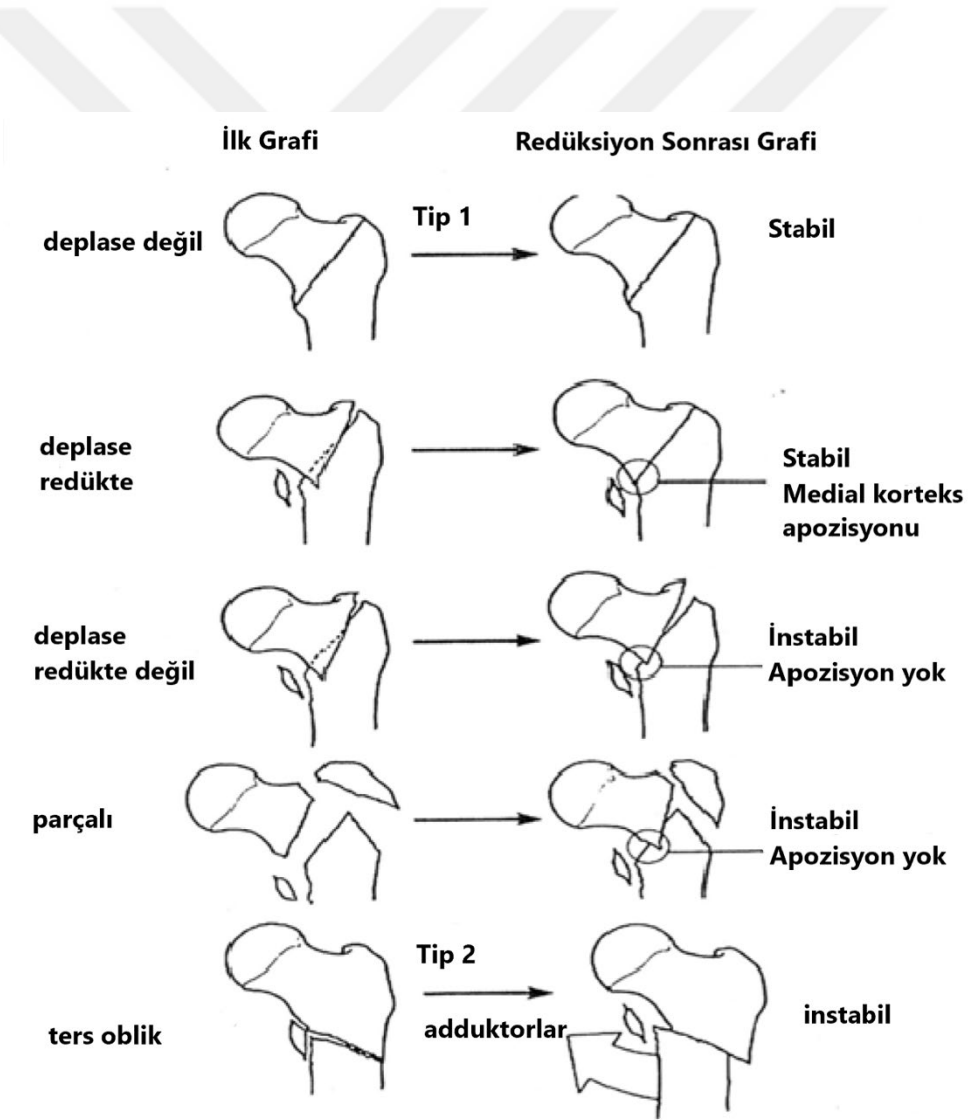
Şekil 12. Boyd – Griffin sınıflaması (84)

- Evans sınıflaması (1949) (94) (Şekil 13)

Tip 1: Kırık hattı trokanter minörden yukarı ve dışa doğrudur. Kendi içinde stabil ve instabil kırıklar olarak ayrılır.

- Deplase olmamış iki parçalı kırık (stabil)
- Deplase olmuş iki parçalı kırık (stabil)
- Küçük trokanterin ayrıldığı kırık (instabil)
- Büyük ve küçük trokanterin beraber ayrıldığı kırık (instabil)

Tip 2: İnstabil ve ters oblik kırıklardır. Adduktor kaslar femur cismini mediale çekerler.



Şekil 13. Evans Sınıflaması (95)

- Evans - Jensen Sınıflaması (1980) (96) (Şekil 14)

Jensen tarafından modifiye edilerek bu sınıflandırma yapılmıştır. Hangi kırığın redükte olabileceğini ve kırığın tespit sonrası kayma riskini göstermesi bakımından Evans sınıflandırmasında eksikleri gidermiştir.

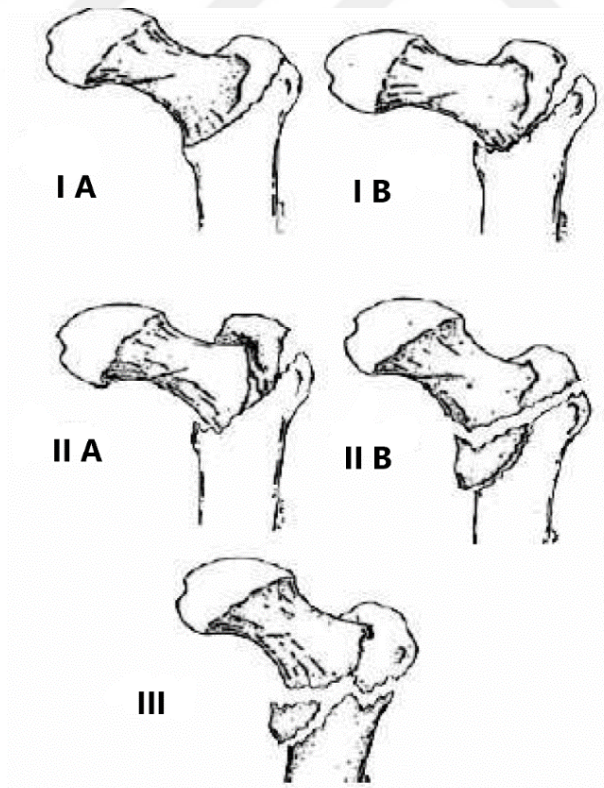
Tip 1: Deplase veya deplase olmayan iki parçalı stabil kırıklar. Her iki planda 4 mm'den daha az kırık aralığı mevcuttur.

- a. Ayrılmamış
- b. Ayrılmış.

Tip 2: Büyük trokanter veya küçük trokanterin de kırık olduğu üç parçalı stabil olmayan kırıklar.

- a. Ayrı bir büyük trokanter parçası mevcuttur.
- b. Ayrı bir küçük trokanter parçası mevcuttur.

Tip 3: Dört parçalı ve ters oblik olup her iki planda birden redüksiyon zorluğu gösteren instabil kırıklardır.



Şekil 14. Evans – Jensen sınıflaması

- AO/OTA (Orthopaedic Trauma Association) sınıflaması (1990) (Şekil 15)

Ortopedik travma birliğinin kırık sınıflamasına göre ilk rakam hangi kemik olduğunu “3 (femur)”, ikinci rakam kırığın femur üzerindeki yerleşimini “1 (proksimal)” ve harf ise femur proksimal bölgedeki trokanterik bölge kırıklarını “A” tanımlar. Böylece, “31A” İTK’ları ifade eder. Harften sonra gelen rakam veya rakamlar ise kırığın tipi veya parça sayısına göre kırığı sınıflandırır.

31-A: Femur, proksimal, trokanterik kırıklar

31-A1: Basit kırıktır. Büyük trokanterin laterali sağlam olup mediale uzanan kırık hattı mevcuttur ve iki parçalıdır.

31-A1.1: İntertrokanterik hat boyunca uzanır.

31-A1.2: Kırık hattı büyük trokanterin içinden geçer.

31-A1.3: Kırık hattı küçük trokanterin altından geçer.

31-A2: Büyük trokanterin lateral korteksi sağlam olup, posteromedial kısım parçalanmıştır. Genelde instabil kırıklardır.

31-A2.1: Tek ara fragmanlı kırıklardır.

31-A2.2: Birkaç ara fragmanlı kırıklardır.

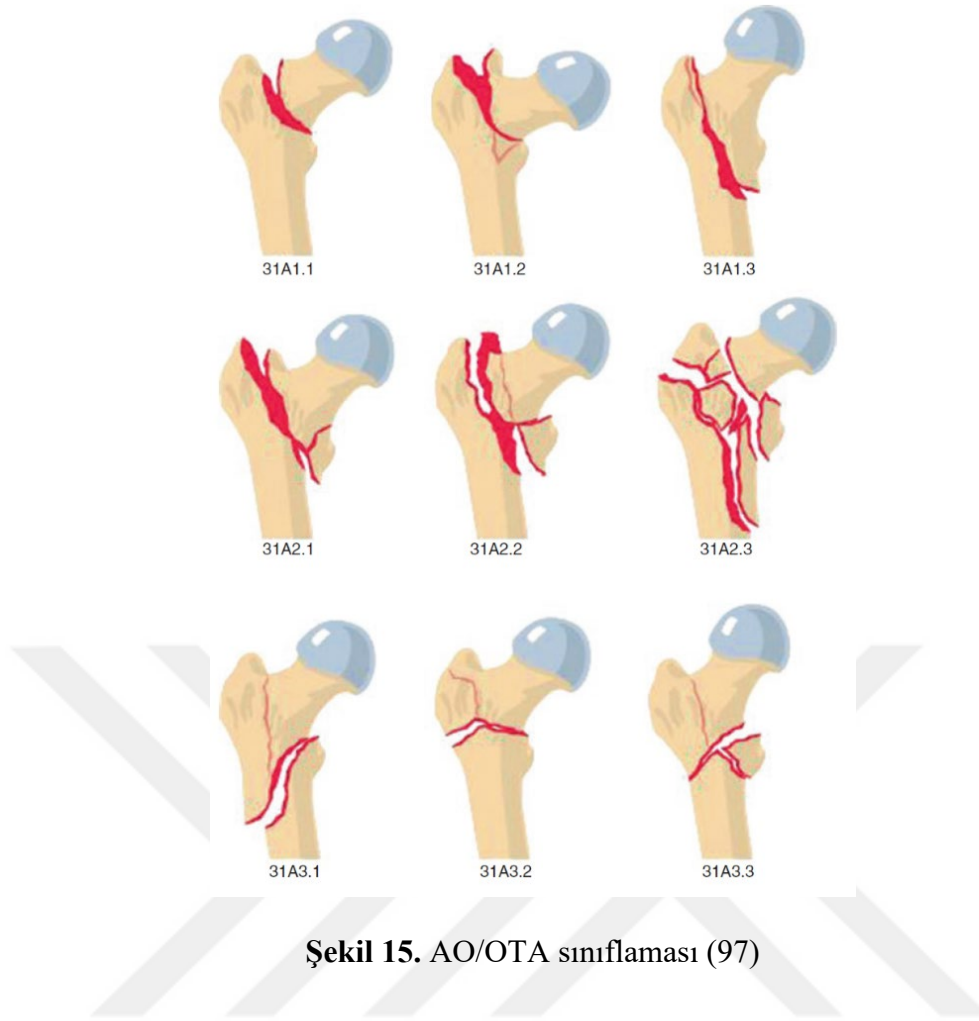
31-A2.3: Kırık hattı küçük trokanterin 1 cm’den daha inferioruna ulaşır.

31-A3: İnstabil kırıklar olup, kırık hattı hem lateral hem de medial korteksi içine alır. Ters oblik kırıklar da bu grup içindedir.

31-A3.1: İki korteks boyunca uzanan oblik kırıklar,

31-A3.2: İki korteks boyunca uzanan transtrokanterik kırıklar,

31-A3.3: İki korteks boyunca uzanan çok parçalı kırıklardır.



Şekil 15. AO/OTA sınıflaması (97)

2.4.5. Tedavi

İTK’larda konservatif tedavi ile cerrahi tedaviyi karşılaştıran çalışmalar, literatürde oldukça sınırlıdır. Konservatif tedavi önemli ölçüde daha fazla hastanede kalış süresi ve daha fazla hareketsizlikle ilişkilidir (98). Bu nedenle konservatif tedavi yalnızca birçok ciddi komorbiditeleri olan, ölüm döşeginde veya anestezi alamayacak kadar fazla riske sahip olan hastalarda düşünülmelidir (99). Kırığın kaynaması konservatif tedavide nadiren gerçekleşir ve gerçekleşse bile ciddi rotasyonel veya dizilimsel deformiteler oluşması olasılığı yüksektir (100).

Erken cerrahinin tedavi sonucuna etkisi literatürde birkaç büyük ölçekli çalışmanın da içinde olduğu bir meta-analiz ile araştırılmıştır. 190.000’den fazla kişiyi içeren bu meta-analizde, ilk 48 saat içinde ameliyat edilen hastaların diğerlerine göre genel sağkalım açısından önemli ölçüde daha iyi olduğunu göstermiştir (90). Yirmi dört saat içinde yapılan cerrahinin ise hastane içi pnömoni ve bası yaraları gibi ikincil komplikasyon riskini önemli ölçüde azalttığı gösterilmiştir (101). Cerrahiye kadar olan sürenin 24 saatten 6 saate düşürülmesinin perioperatif

komplikasyon riskini önemli ölçüde azalttığı ve ameliyat sonrası mobilizasyona başlama süresini kısalttığı belirlenmiştir (102).

Ameliyat öncesinde hastanın değerlendirilmesi ve komorbiditelerin yönetimi son derece önemlidir. Özellikle yaşlı hasta grubunda çivileme gerektiren femur kırıklarının sonucu, ilişkili komorbiditelerden doğrudan etkilenir. İTK hastalarının %75'ten fazlası 70 yaşının üzerinde olup bunların %95'ten fazlası en az bir majör komorbidite ile başvurur (103). Bununla birlikte hastayı tıbbi açıdan optimize etmek için gereken konsültasyonlar sonucunda oluşacak olan cerrahi gecikme halen tartışmalıdır. Tıbbi nedenler, femur kırıklarında cerrahi süresinde gecikmenin %40'ından fazlasını oluşturmaktadır (104). Koroner hastalığı olan hastalarda, belirgin bir akut koroner sendrom olmadığı takdirde ek tetkiklere gerek yoktur. Yine, kronik konjestif kalp yetmezliği ek ekokardiyografiden yarar görmez (105). Pulmoner komplikasyonlar da kardiyak komplikasyonlar kadar yaygın olduğundan prediktif risk faktörlerinin değerlendirilmesi gerekir. Kronik obstrüktif akciğer hastalığı, konjestif kalp yetmezliği, ileri yaş ve düşük serum albümin düzeyi (<30g/L) özellikle önemlidir (106). Diğer yaygın bir sorun, İTK olan hastaların çoğunun, daha önce olan kronik arter hastalığına veya mevcut olan atriyal fibrilasyonuna bağlı antikoagülanlara ihtiyaç duymasıdır. Aspirin açısından perioperatif kanama riski önemsiz olduğundan askıya alınması gerekmez (107). Yaygın olarak verilen klopidogrel'in de kanama, transfüzyon, ameliyat süresi ve hastanede kalış süresi üzerine etkisi olmadığı gösterilmiştir (108). K vitamini antagonistlerini keserek sonrasında fraksiyone olmayan heparin ya da düşük ağırlıklı heparin ile değiştirilmesi gerekir. INR değeri >1,5 olan hastalarda K vitamini verilmesi kanama artışını anında düzeltemez ancak protrombin verilmesi ameliyatı geciktirmeden INR değerinde düzeltmeye izin verir (109). Dabigatran, apixaban ve rivaroxaban gibi yeni antikoagülanlar için halen bir antidotu bulunmadığından ameliyatı 48 saatten fazla geciktirebilirler.

Cerrahi tedavide asıl amaç kırığın anatomik redüksiyonu sağlandıktan sonra bu redüksiyonun devamını için bir implantla tespitin gerçekleştirilmesi ve sonrasında erken rehabilitasyonun başlatılmasıdır. Kaufer, kırığın tespitini ve implant yeterliliğini etkileyen etmenleri bir çalışmada toparlamış ve yayınlamıştır (110).

Kaufer'in, implant yeterliliğini belirleyen 5 parametresi;

- 1- Kemik kalitesi
- 2- Kırığın şekli
- 3- Kırık redüksiyonunun değerlendirilmesi

4- İmplant seçimi

5- İmplantın yerleştirilmesi

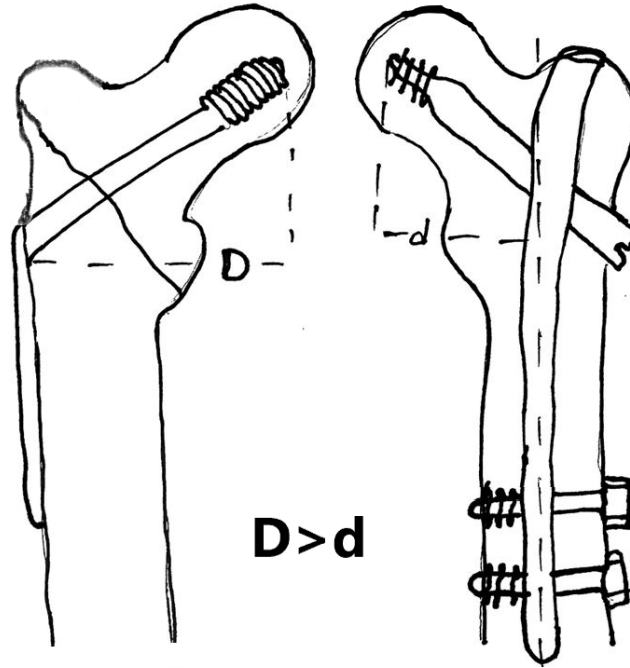
Kemiğin kalitesini değerlendirmek İTK'larda son derece önemlidir. Hasta popülasyonu genel olarak yaşlılardan oluştuğu için bu hastalarda osteoporoz, osteomalazi ve paget gibi ek hastalıklar sık görülmektedir. Tespitin başarısı proksimal parçadaki kansellöz kemiğin kalitesine bağlıdır. Yaş ilerledikçe kemik trabeküllerinin sayısı azalır ve tespit için önemli bir yer olan kalkar femorale erimeye başlar. Kemik kalitesinin objektif değerlendirilebilmesi amacıyla daha önce anlatılan Singh indeksi ameliyat öncesi değerlendirmede kullanılabilir.

Kırığın şekli, stabil olup olmadığına karar vermek açısından önemlidir. Proksimal femurda trokanter minör ve posteromedial korteksin parçalı kırıkları ile subtrokanterik uzanımı olan kırıklar genel olarak instabil kırıklar olarak kabul edilmektedir (111-113). Bu kırıklarda redüksiyonun sağlanması ve korunması büyük sorun teşkil etmektedir. Posterior ve mediale uzanan kırıkların varusa ve retroversiyona deplasmanları çoğunlukla görülür. İmplantın binen yükler, implant yetersizliklerine ve kırılmalarına, penetrasyonlara ve sıyrılmalar gibi sorunlara yol açabilir. Bütün bu sebeplerle kırık şeklini iyi anlamak tedavi seçeneklerini belirlemek açısından önemlidir.

Kırık redüksiyonunda stabilite, varusa ve posteriora deplase edici kuvvetleri karşılayacak yeterli medial ve posterior kemik temasının olması durumu elde edilebiliyorken, instabil redüksiyonlar, kırık parçaları arasında redüksiyon sonrası stabilite için yetersiz temas alanı bulunması durumunda ortaya çıkar. İTK'larda hem kapalı hem de açık yöntemle kırık redüksiyonu denenebilir. Öncelikle kapalı redüksiyon denenmelidir. Traksiyon sonrasında hafif abduksiyon ve çok parçalı kırıklarda hafif dış rotasyon, büyük trokanter hafif etkilenmişse nötral pozisyon, stabil kırıklarda hafif iç rotasyon ile redüksiyon sağlanabilir (114). Redüksiyonun kalitesini gösteren çalışmalar arasında Baumgaertner ve ark. tarafından geliştirilen kriterler yaygın olarak kullanılmaktadır (115). Bu kriterlere göre, boyun- şaft açısı AP grafide karşı kalçaya göre normal veya 10° 'den fazla olmayan valgus ve lateral grafide ise 20° 'den daha az bir açılma, yine AP veya lateral grafide herhangi bir parçanın 4 mm'den daha az deplasmanı redüksiyonun kabul edilme kriterleri arasındadır.

İmplant seçiminde, intertrokanterik kırık tedavisinde başlıca dört implant tipi bulunmaktadır: Plak-vida sistemleri, intramedüller çiviler, prostetik replasman, eksternal tespit cihazları. İntramedüller çivileri kayan kalça vidaları ile karşılaştırdıkları son Cochrane incelemesinde İTK için her iki implant sistemi için de sıyrılmama, kaynamama, enfeksiyon,

mortalite, ameliyat süresi, ağrı ve önceki hayatına dönüş anlamında önemli bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır (116). İntramedüller sistemler için rapor edilen çivi etrafında oluşan intraoperatif veya postoperatif dönemde meydana gelen kırıklar açısından düşünüldüğünde stabil kırıklar için ekstramedüller fiksasyon sistemleri tercih edildiği bildirilmiştir, fakat diğer çalışmalarda ise daha az intraoperatif kan kaybı, daha erken mobilizasyon, daha az komplikasyon ve erken eve dönüş imkânı vermesi bakımından intramedüller sistemleri ön plana çıkarmıştır (117, 118). Ekonomik şartlar, stabil kırıklar içinde düşünülen AO tip A1 kırık durumlarında ekstramedüller fiksasyon cihazlarının kullanımını garanti eder. Kalkarın medial desteğinin eksik olduğu instabil kırıklarda (AO tip A2, A3), intramedüller tespitin kayan kalça vidalarına karşı avantajı vardır. İntramedüller sistemin geliştirilmesinde ana ilke medial kalkar bölgesini etkileyen kuvvetin kaldıraç kolunu kısaltmaktır (Şekil 16). Biyomekanik çalışmalar, intramedüller sistemin yetmezlik direncinin ekstramedüller sisteme göre neredeyse iki katına çıktığını göstermiştir (119).



Şekil 16. Ekstramedüller sistemle intramedüller sistemin kaldıraç kollarının karşılaştırılması ($D > d$)

İnstabil İTK sonrasında uygulanan PKÇ ve primer artroplasti arasında birinin diğerine göre avantajına dair net bir kanıt yayınlanmamıştır. Klinik uygulamalarda, femurda standart gövdeli protezlerin primer stabilitesini sağlamak zor olduğundan, İTK tedavisinde primer kalça artroplastisi uygun bir tedavi seçeneği değildir (120). İnstabil kırıklarda uzun saplı, çimentosuz hemiarthroplastisi (HA) ile PKÇ'yi karşılaştıran bir çalışmada, artroplasti grubu için daha yüksek

cerrahi süre, daha fazla kan kaybı ve daha fazla mortalite oranına sahip olduğu gösterilmiştir (121). Yine yakın tarihli yapılan, instabil kırıklarda iki yöntemi karşılaştıran sistematik meta-analizde; PKÇ yapılan grubun Harris kalça skoru artroplasti grubuna göre daha yüksek, genel mortalite ve komplikasyon sayısı olarak aralarında fark olmadığı, kan kaybı miktarının artroplasti grubunda daha fazla olduğu, ameliyat süresi bakımından PKÇ grubunun daha kısa olduğu ve artroplasti grubunun hastane kalış süresinin daha kısa olduğu sonucuna varılmıştır (122). Tüm bu nedenlerle artroplasti esas olarak başarısız bir intramedüller çivileme sonrası revizyon cerrahisi olarak kabul edilir. İntramedüller çivileme ve ekstramedüller kayan kalça vidası cerrahisi uygulanıp sonrasında revizyon artroplastisi uygulanmak zorunda kalınan hastalarda yapılan sekonder artroplastilerde fonksiyonel sonuçlar açısından fark yokken, intramedüller çivilemeden sonra yapılan artroplastilerde kayan vidalara göre revizyon için artan komplikasyon oranları gösterilmiştir (123).

İmplantın yerleştirilmesi PKÇ'ler için ilk olarak kırığın redüksiyonu ile başlar. Hasta, traksiyon masasında sırtüstü pozisyonda yatırılır. Yaralanmamış bacak abduksiyon ve dış rotasyona alınarak ameliyat sahasından uzaklaştırılır. İki bacak arasına perine bölgesine pamuk vb. yeterli dolgu malzemeleri kullanılarak hazırlanan perine postu konularak kırık olan taraf traksiyona yerleştirilir (Şekil 17a). Cilt hazırlığı ve örtünme öncesi redüksiyon kontrolü, ön-arka ve lateral planda floroskopik olarak gerçekleştirilir. Bacağa traksiyon ve sonrasında iç rotasyon uygulaması ile genellikle redüksiyonu sağlanır (Şekil 17b). Doğru redüksiyonun sağlandığı görüldükten sonra hasta uygun şekilde steril biçimde örtünür. Büyük trokanterin hemen proksimalinden yaklaşık 4cm'lik cilt insizyonu sonrası gluteal fasya keskin diseksiyon ile açılır. Palpasyon ve floroskopi yardımıyla çivi giriş yeri belirlenir.

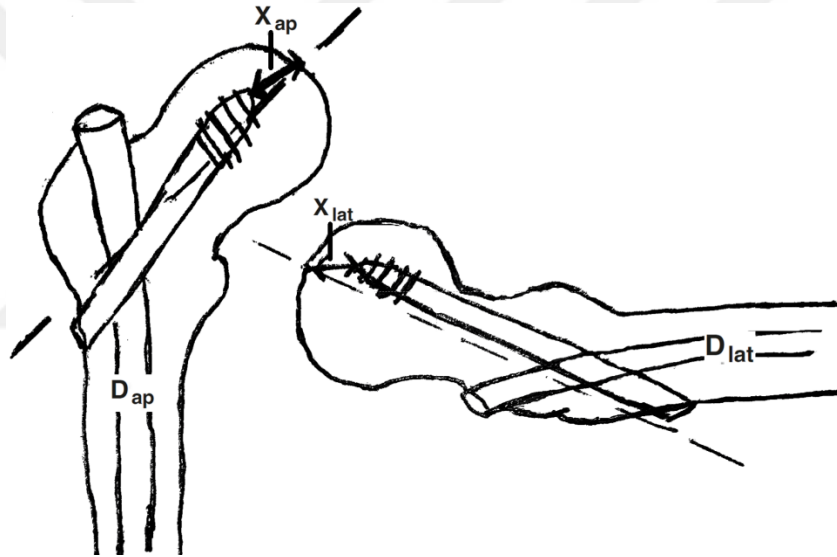


Şekil 17. a) Traksiyon masasında sağlam kalçanın abduksiyon ve fleksiyona alınması ile perine postunun yerleştirilmesi (124), **b)** Traksiyon ve iç rotasyon manevrası ile beraber redüksiyonun floroskopi ile kontrolü

Kullanılacak çiviye göre trokanterik veya piriformis girişli sistemler bulunmaktadır. Piriformis girişli çivilerde yapılan çalışmalar, yüksek kaynama ve düşük enfeksiyon oranlarına (125) karşı giriş noktası piriformis fossanın anteriorundan 6mm kadar saparsa ön korkteksin patlamasına neden olabileceğini (126) ve kadavra çalışmalarında MFCA ön dallarına zarar vererek femur başının beslenmesini tehlikeye atabileceğini gösteren çalışmalar da mevcuttur (127). Trokanterik girişliler ise varus dizilim bozukluğunu önlemek için proksimalde laterale doğru 4° - 6° arasında bir eğimi mevcuttur. Bu sistemlerde giriş noktasını belirlemek daha kolay ve hataya daha toleranslıdır. Piriformis girişlilere göre abduktör mekanizmaya ve kısa dış rotatorlara daha az zarar verir (128). Ameliyat süresini kısalttığı ve floroskopi maruziyetini de azalttığı gösterilmiştir (129). Giriş bölgesi belirlendikten sonra kılavuz tel gönderilir. Kılavuz telin doğru yerde olduğu floroskopi yardımıyla kontrol edildikten sonra medüller boşluk bir oyucu yardımıyla açılır. Dar medüller kanallarda bilye uçlu oyucularla genişletmek gerekebilir. Daha sonra uygun çivi floroskopi altında yerleştirilir. Çivinin zorlanmadan yerleştirilebilmesi gerekir. Çivinin konumu floroskopi ile doğrulandıktan sonra kılavuz tel femur boynuna doğru gönderilir. Gönderildikten sonra hem AP hem de lateral grafilerle konumu doğrulanır. Onun üzerinden gönderilen kanüllü dril ile önceden ölçülen yere kadar femur boynu ve başı oyulur. Lag vidası, oyulan yerden medial perforasyona izin vermeden floroskopi eşliğinde gönderilir. Lag vidası yerleştirildikten sonra traksiyon serbestleştirilir ve istenirse kırık hattı çiviye özel

aletlerle komprese edilebilir. Ardından yine isteğe bağlı olarak anti-rotasyonel vida yerleştirilir ve distal kilitleme vidası da kilitlendikten sonra işlem sonlandırılır.

İmplant yerleşiminde bir diğer konu ise konulacak lag vidasının konumunun belirlenmesidir. Femur başına konulacak olan vidanın en uygun pozisyonunu belirlemek için yapılan çalışmalar genellikle DKV'ler üzerinde yapılmıştır. İntramedüller çivi uygulamaları için de aynı optimal vida yerleşimi mantığı geçerli olacağından dikkat edilmesi gereken noktalar aynı hususlar üzerinden açıklanabilir. Vidanın yer değiştirmesi ve sıyırılması riskini azaltmak için lag vidasının uç noktasının femur apeksine uzaklığı önemli bir ölçümdür. Bu mesafe hem AP hem de lateral röntgende görüntülenerek ölçülür ve toplanır (Şekil 18). Ortaya çıkan uç-apeks mesafesi (tip-apex distance, TAD) vida sıyırılma riskinin tahminidir. Yapılan çalışmalar 20-25 mm'nin altında TAD olan hastalarda önemli ölçüde daha az migrasyon ve sıyırılma komplikasyonlarının olduğunu göstermiştir (130, 131).



Şekil 18. Uç – apeks mesafesi (TAD), $TAD = X_{ap} + X_{lat}$

Uç – apeks mesafesinin tek başına değerlendirilmesi lag vidasını uygun pozisyonda konuldu demek için yeterli değildir. Vidanın baş içindeki AP görüntüde superior, merkez ve inferior; lateral görüntüde ise anterior, merkez ve posterior yerleşimli olarak değerlendirilir. Yapılan çalışmalarda, AP görünümde femur başında vidanın konumu, merkezi (132-134) veya inferior (135-139) yerleşimli olması konusu literatürde tartışmalıdır. Vidanın lateral grafide yeri ise merkezi konumda olması gerektiği literatürde vurgulanmıştır (140-142). Vidanın merkezi yerleşiminin önemi, eksantrik yerleşimde olabilecek olan femur başı ve boynunun vida etrafında dönme riskini azaltmasıdır (143, 144).

2.4.6. Ameliyat sonrası rehabilitasyon

İntramedüller çivileme ile tedavi edilen hastalara tolere edebildiği ölçüde yük verme önerilir. Ameliyattan bir yıl sonra, hayatta kalanların %50'den azı yardımsız yürüyebilir ve sadece %40'ı bağımsız günlük yaşam aktivitelerini gerçekleştirebilir durumdadır (145). Azalmış kas gücü ile bu hastalarda post-operatif yürüme kapasitesinde bir azalma görülür. Bu durum, onları daha fazla düşmeye ve kontralateral kalça kırığı riskine karşı savunmasız hale getirir. Literatürde, iyileşmenin ilk yılında yeni bir kırık olasılığı ilk kırıktan 6 ila 20 kat daha yüksektir (146). Bu yüzden proksimal femur kırığı olan hastaların post-operatif rehabilitasyonun amacı kas gücünü arttırmak, yürüme güvenliğini, etkinliğini arttırmak ve böylece yaşlı hastanın daha bağımsız hale gelmesini sağlamaktır (147). Erken yük verme tıbbi komplikasyon riskini azaltır, fonksiyonel iyileşmeyi ve taburculuğu hızlandırarak genel mortaliteyi azaltır (148, 149).

2.4.7. Komplikasyonlar

İTK'ların intramedüller çivi ile tedavisinde en sık görülen komplikasyonu kırık redüksiyonunun yetersiz olması ve lag vidasının, anterosuperior kadranda ardışık yanlış tespiti (47). Özellikle osteoporotik kemiklerde bu durum vidanın sıyrılmasına neden olabilir (Şekil 19). Her yeniden drillemede femur başı hacminin %10'u kaybolduğundan femur boyun vidasının tekrar tekrar delinmesinden kaçınmalıdır ki doğru yerleştirilmiş vidalar bile vidanın kayma mekanizması yüzünden osteoporotik kemikte sıyrılabilir (150). Bu sıyrılma riskini azaltmak için doğru redüksiyon, doğru vida yerleşimi ve doğru uç – apeks mesafesi zorunludur (130). Lag vidasının yerleştirilmesi sırasında tekrarlayan floroskopi görüntüleri ile vidanın veya kılavuz telin pelvise perforasyonuna dikkat edilmelidir.



Şekil 19. 80 yaşında kadın hasta, proksimal kalça çivisi lag vidası sıyrılması

Kırık parçanın yer değiştirmesi ve stabilitenin azalması daha kötü fonksiyonel sonuçlarla önemli ölçüde ilişkilidir. İyi bir preoperatif değerlendirme ve giriş noktasının doğru ayarlanması bu komplikasyonu önleyebilir. Özellikle lag vidası yerinin delinmesi sırasında çivinin zarar görme durumu oluşursa, çivi – vida arayüzünde çivinin yorulma kırıkları oluşabilir (131). Bir başka vida sıyrılması komplikasyonlarından biri ise ek bir antirotasyonel vidaya sahip intramedüller sistemlerde oluşan “Z-etkisi” denilen komplikasyondur. Genellikle üst taraftaki antirotasyonel vida gerilim trabeküllerine yakınlığı sebebiyle mediale hareket ederken, alt lag vidası laterale hareket eder (Şekil 20) (151).



Şekil 20. Z etkisi

Femur başı nekrozu ise muhtemelen piriformis giriş noktası yaklaşımları sırasında medial femoral sirkumfleks arterin yaralanmasına bağlı olarak intertrokanterik kırıklardan sonra tanımlanmıştır (127).

2.5. Proksimal Femur Kırıklarında Kaynamama

Yaşlı hastalarda üst ekstremitede (klavikula, humerus ve ulna) olan kaynamamalar fonksiyonel açıdan iyi performans gösterebilirken aktif bireylerde proksimal femurun kaynamamış kırıkları iyi tolere edilemez (152). Genel olarak kırık kaynamaması, hastaya bağlı ve yaralanma tipine özgü yapılan tedaviye yönelik faktörlerin kombinasyonundan kaynaklanır. En sık sebepler arasında kırık hattında aşırı hareket, kırık fragmanları arasındaki mesafe, avaskülarite ve enfeksiyondur. Kaynamamaya zemin hazırlayan hasta faktörleri arasında nikotin, ileri yaş, yetersiz beslenme, kortikosteroid, antikoagülanlar, radyoterapi ve yanıklar yer alır.

Proksimal femurun kaynamaması spesifik anatomiye göre üç bölgeye ayrılır; femur boynu, intertrokanterik bölge ve subtrokanterik bölge olmak üzere. Femur boynu ve intertrokanterik bölge kırık insidansı benzer olsa da intrakapsüler yerleşim nedeniyle femur boynu kırıklarının kaynamama olasılığı daha yüksektir. Çoğu durumda, proksimal femoral kaynamamanın tedavisi operatif müdahale gerektirir. Cerrahi seçenekler, yaralanma öncesi fonksiyonel durum, yaş ve eklem kıkırdağının durumu gibi faktörlere göre değişir. Enfektif bir

durum söz konusu ise aşamalı cerrahi müdahale gerekebilir. Kırık kaynamasını takiben sonrasında oluşabilecek enfeksiyöz nükse karşı baskılayıcı antibiyotikler gerekebilir. Aktif drenajı olan enfeksiyon, kaynamama bölgesinde nekrotik materyalin varlığını düşündürür ve bu vakalar, uygun antibiyotik seçimi için bakteri kültürü ile beraber kapsamlı debridmanı gerektirir (153, 154).

Proksimal femur kaynamama tanısı koymak zor olabilir. Tespit sonrası post-operatif 4-6 ay sonrasında da devam eden kalça veya kasık ağrısı şikayeti olan her hasta için akılda tutulmalıdır (155). Genellikle tespitin başarısızlığı kırık kaynamama varlığının bir göstergesi olacaktır (156). Klinik olarak kaynamamış bir kırıktan şüpheleniliyorsa, AP ve lateral görüntüleri içeren standart kalça radyografisi, kalıcı bir kırık hattını veya boyun-şaft açısındaki bir değişikliği gösterebilir. Yine femur boynunu iyi göstermesi açısından internal rotasyonda bir kalça filmi de yardımcı olacaktır. Günümüzde ise artık bilgisayarlı tomografi, kaynamama tanısında düz radyografilerin yerini almıştır. BT rekonstrüksiyon görüntüleri, kırık uçlarındaki sklerozu görüntülemek için iyidir ve metalik artefaktı azaltarak sıyrılmaya veya gevşeme açısından kırık tespitini daha iyi değerlendirebilir (157) (Şekil 21). Kaynamama durumunda başın %50'den fazla tutulumu nihai çökme habercisi olacağından ameliyat öncesi osteonekroz varlığının açıkça belirlenmesi gerekir (158). Titanyum implantlar femur boynu ve başı içindeyse, avasküler nekroz açısından MRI kullanılabilir. Diğer bir yandan Tc99 kemik taraması veya intraoperatif lazer doppler akış ölçümü de kullanılabilir (159). Kaynamama ve geçirilmiş cerrahi öyküsü olan her hastada enfeksiyon varlığı ekarte edilmelidir. Tütün kullanımı gibi yaşam tarzı faktörleri de kaynamama riskini artırır (160).



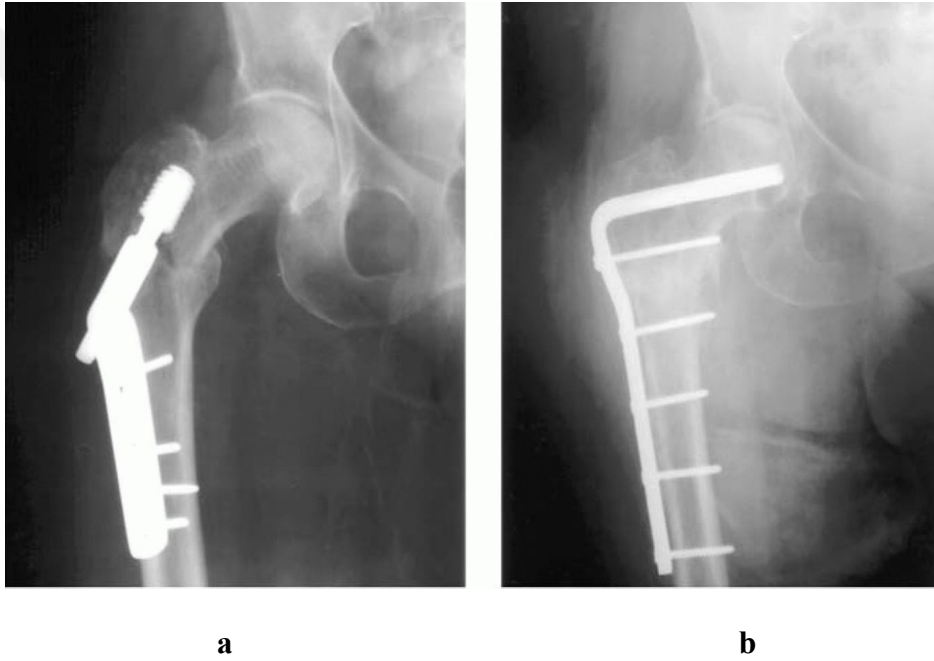
Şekil 21. 73 yaşında kadın hasta İTK sonrası PKÇ uygulaması bilgisayarlı tomografi görüntüsü, a) post-op 8.ay kaynamama b) post-op 11. ay implant yetersizliği sonrası implant kırığı

2.5.1. Revizyon internal tespit ve kemik grefonaj

İTK cerrahisini takiben kaynamama insidansı, bölgenin çok iyi kanlanması, geniş kemikli yüzeyler ve kanselöz kemik stoku göz önüne alındığında nadirdir. Bu yüzden kaynamama ve sonrasında tedavi ile ilgili literatür sınırlıdır. Revizyon internal tespit ve tespit başarısızlığını takiben kemik greftleme ile ilgili sınırlı vaka serileri cesaret verici sonuçlar göstermiştir (161, 162). Konservatif yöntemlerle veya internal tespitle tedavi edilen çoğu İTK iyileşir. 500'den fazla İTK üzerine yapılan geniş bir prospektif çalışmada kaynamama insidansı %2 olarak bildirilmiştir ve bunların tümü çeşitli implantlarla tedavi edilen instabil tip 4 kırık modellerinde meydana gelmiştir (163). Parçalı kırıklarda aşırı kemik sıyrılması kemik beslenmesini bozacağından kaynamama oranları %10'a yaklaşabilir (164). Romatoid artriti olan hastalarda ise kaynamama oranları artmakta olup İTK sonrası %6,5'luk bir kaynamama insidansı bildirilmiştir (165).

İTK'larda kaynamama sonrası hastaların semptomatik olma olasılığı, femur boyun kırığından sonra kaynamama gelişen hastalara göre daha fazladır. Bu nedenle, İTK

kaynamamaların çoğu operatif tedavi gerektirir. İntrakapsüler kan akımının kesintiye uğramaması nedeniyle osteonekroz mevcut değildir ve femur boynu kaynamamasına kıyasla femur başını korumaya çalışmak daha olasıdır. Bu kaynamama durumları için kurtarıcı seçeneklerden birisi tekrar internal tespit ile kemik greftinin kullanılmasıdır. Özellikle genç hastalarda, genellikle femur başını korumaya yönelik tedaviler tercih edilir ve kırığın kaynamaması nadirdir. Başarısız tespit ve kaynamama sonrası en uygun tedavi kemik grefti ile beraber revizyon internal tespit uygulanabilir (166). Bunun için kullanılacak implant seçenekleri arasında açılı bıçaklı plaklar, kayar kalça vidası, dinamik kondiler vida, değişken açılı vida ve çok eksenli kayar plaklar bulunur. Genellikle tekrar yerleştirilecek implantlar, daha önce diğer implantlar tarafından içi boşaltılmamış kemik stoğunun daha inferioruna yerleştirilir (Şekil 22).



Şekil 22. a) 52 yaşında kadın post-op 3. hafta implant yetersizliği **b)** 95° açılı bıçaklı plak ile revizyonda femoral başın inferioru hedeflenmiş (166).

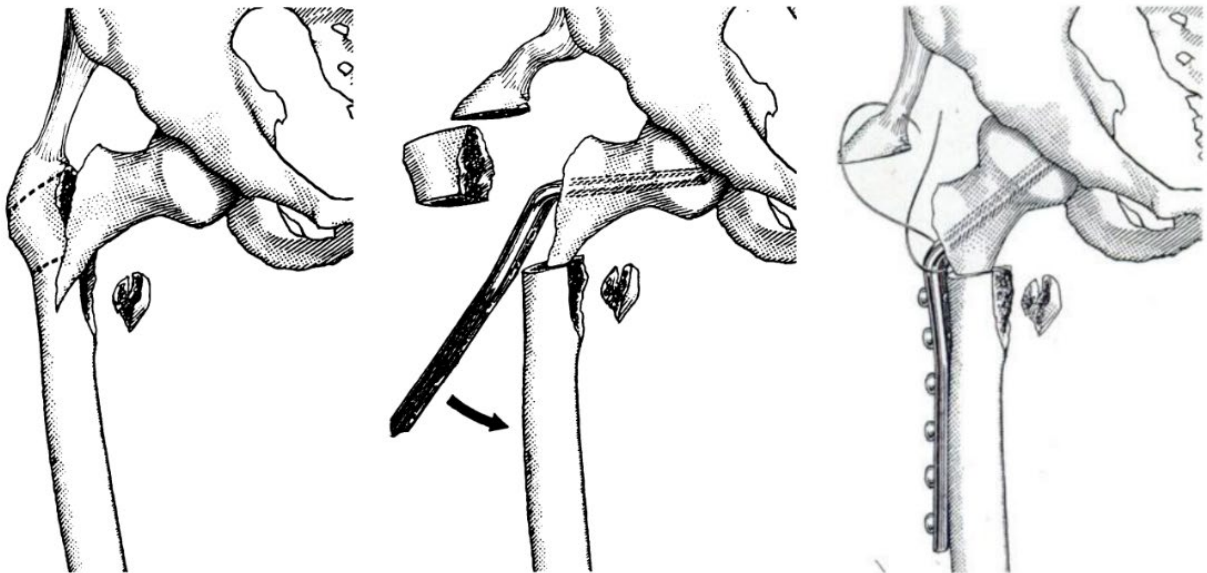
Haidukewych ve Berry, açık redüksiyon ve internal fiksasyon sonrası kemik grefti ile destekleyerek revize edilen 20 hastalık serisinde vakaların %75'nde sabit açılı plaklar kullanmış olup 19'u tamamen iyileştiğini raporlamıştır (166). Mariani ve Rand'in yaptığı çalışmada, İTK kaynamama sonrası açık redüksiyon ve internal fiksasyon ile tedavi edilen 11 hasta (ortalama yaş 53 yıl) bildirilmiş ve bu hastaların 9'u (%82) ortalama 6 ayda kaynamıştır (167). Mevcut literatür, proksimal fragmanın stabil tespiti elde edildiği sürece, intertrokanterik kaynamamayı kurtarmak için çeşitli farklı implantların başarılı bir şekilde kullanılabileceğini öne sürmektedir.

2.5.2. Valgus osteotomisi

Stabil olmayan trokanterik kırıkların tedavisinden sonra en sık görülen biyomekanik komplikasyon, varus yanlış kaynaması veya kaynamamasıdır (168). Varus yer değiştirmesi uzuvların kısılmasına, gluteal kas dengesizliğine, topallamaya, diz eklemi ve lomber omurganın aşırı yüklenmesine neden olur. Bütün bunlara ağrı ve daha sonra osteoartritik değişikliklerin gelişimi eşlik eder.

Varus boyun-şaft açısı ile kaynamama arasında yüksek bir ilişki olduğundan, boyun-şaft açısı valgus pozisyonuna çevirmeye çalışılır. Wu ve ark.ları, 14 İTK hastasında lag vidasının sıyrmasına bağlı implant yetersizliği tedavisinde, yeni implantın lag vidasını femur başının inferioruna sementli şekilde göndermekle beraber subtrokanterik osteotomi uygulayarak valgusa almışlardır. 5 ay sonra tüm kaynamamaların kaynadığı bildirilmiştir (169).

Sarathy ve ark.ları (162), Demon ve Hughson'un medial deplasman osteotomisine benzer teknik tanımlanmışlardır. Cerrahi teknikteki amaç kırık bölgesine gelen makaslama kuvvetleri azaltmak için shaftı medialize etmek ve proksimal fragmanı valgusa almaktır. Anterolateral insizyon ile girilerek kaynamama bölgesi tam olarak ortaya konur. İntertrokanterik bölgeden çıkarılan kama, aynı zamanda greft olarak iyi bir kemik kaynağıdır. Sonrasında 130°'lik bıçaklı plak ile tespiti sağlanır. Trokanterik kırık da kablo yardımıyla plak ve shafta tespit edilir (Şekil 23). Bu yöntemle tedavi edilen ve kaynama sağlanan altı hasta rapor etmişlerdir.

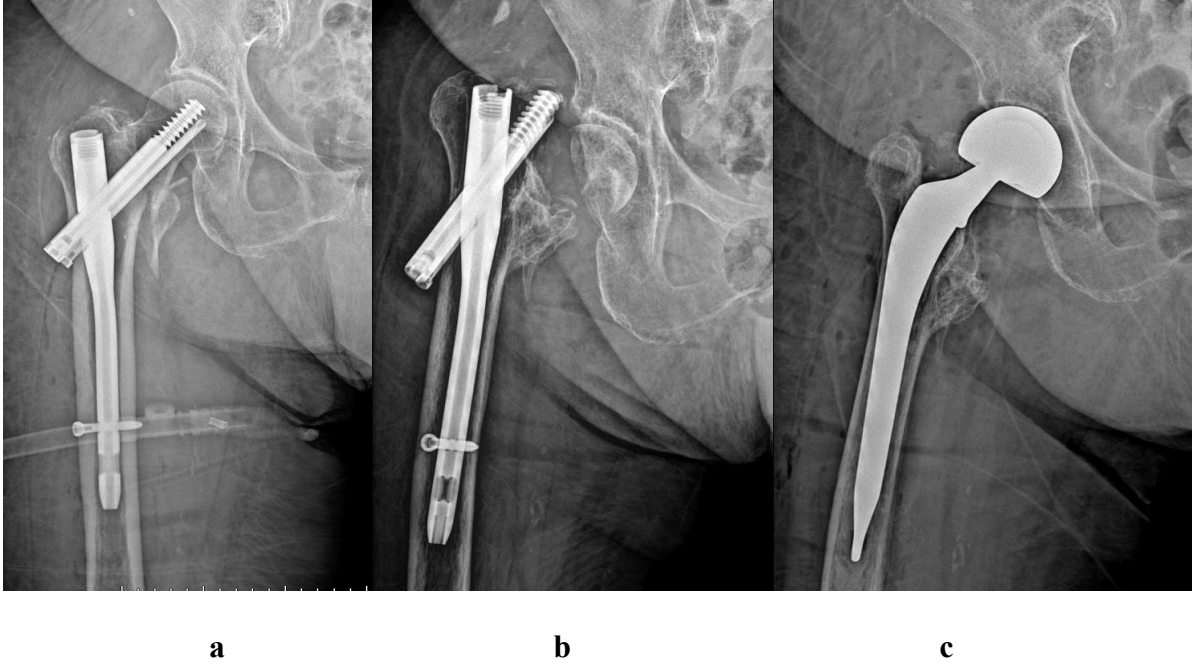


Şekil 23. Medial yer değiştirme ve valgus osteotomisi (162)

2.5.3. Kalça Artroplastisi

Kemik kalitesinin kötü ve kemik kaybının fazla olduğu, eklem kıkırdak hasarının da eşlik ettiği yaşlı hastalarda ise kurtarma tedavisi olarak kalça artroplastisi uygulanabilir. Özellikle yaşlı hastalarda, artroplasti erken mobilizasyona olanak sağladığı için bazı avantajlara sahiptir. İlk karar TKA mi yoksa HA mi yapılacağıdır. Başarısız İTK'ların kurtarma tedavisi olarak kalça artroplastisi yapıldığında, spesifik bazı teknik hususlar ele alınmalıdır. İnternal fiksasyon vidasının sıyrmasına bağlı, kalça ekleminde ikincil hasarların oluşma olasılığı fazladır. Ekleminde hasar oluşan veya öncesinde belirgin artriti olan hastalarda TKA düşünülür. İyi korunmuş bir eklem kıkırdağı mevcutsa ve hasta fizyolojik olarak ileri yaşlı, beklenen yaşam beklentisi düşük ise HA düşünülebilir.

Femur medulla ve korteksinde önceki fiksasyon implantının çıkartılmasından sonra kalan vida delikleri gibi kemik defektleri, özellikle torsiyon ile femurun kırılmasına yol açan stres yükseltici faktörler haline gelebilir. Bu kırıklar femoral protezin yerleştirilmesi esnasında intraoperatif olarak ortaya çıkabileceği gibi ameliyat sonrası dönemde de karşılaşılabılır. Bu hastalarda genellikle primer femoral protezler için gereken rezeksiyon seviyesinin daha da altına inen kemik kayıpları vardır. Periprotetik kırık olasılığını azaltmak için daha uzun gövdeli, diyafizer tutulumlu implantların kullanımı ve femurdaki vida deliğinin en az iki kortikal çap kadar distaline ulaşacak şekilde implant uzunluğunun ayarlanmasının daha uygun olacağını belirten çalışmalar mevcuttur (170) (Şekil 24).



Şekil 24. 90 yaşında kadın hasta a) İTK sonrası PKÇ uygulaması b) PKÇ sıyrması c) implant yetersizliği sonrası uygulanan hemiarthroplasti

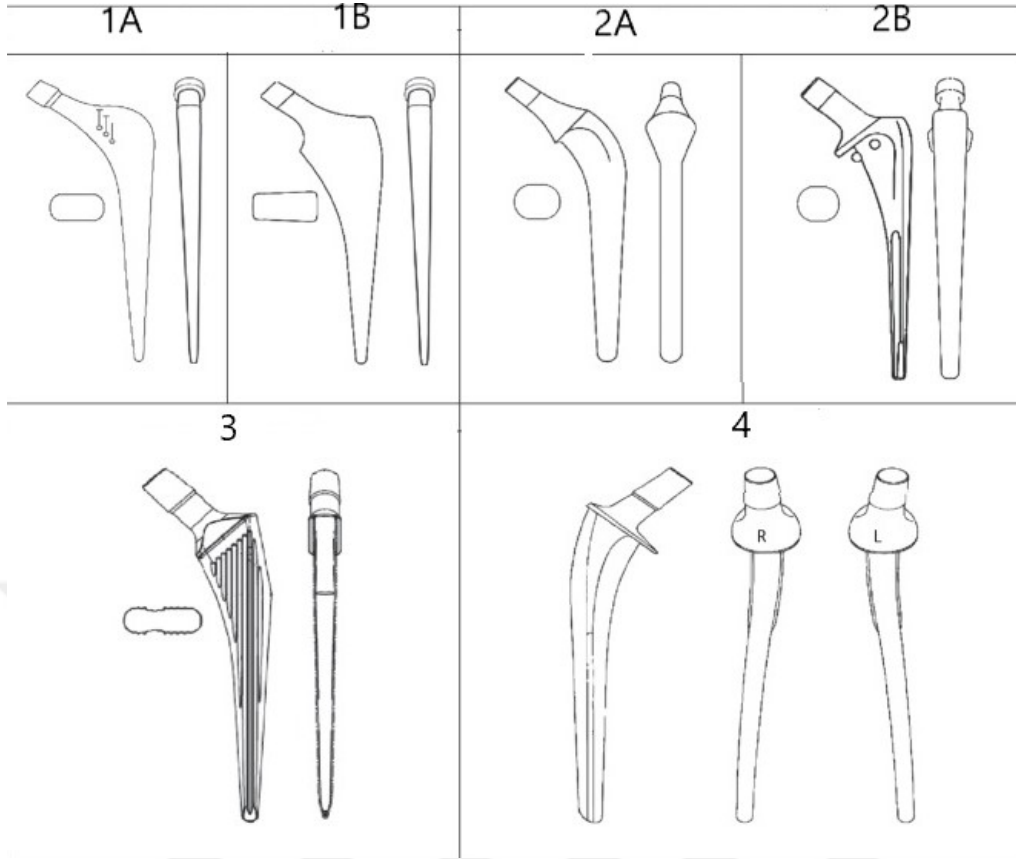
Alman bilim adamı Themistocles Gluck, 1891 yılında, ilk olarak kemik çimentosu kavramını dile getirmiştir. Bakır, amalgam ve toz macun karışımını fil dişinden imal ettiği diz protezini kemiğe tespit edebilmek için kullanmıştır (171). Günümüzde kemik çimentosu olarak kullanılan polimetilmetakrilatın (PMMA), fiziksel ve kimyasal özellikleri ilk olarak 1901’ de Otto Röhm tarafından tanımlanmıştır (172). Sonrasında sırasıyla sanayide (171), beyin cerrahisinde kraniyal defektlerin kapatılmasında (173), diş hekimliği alanında (174) kullanılmaya başlanmıştır. 1953 yılında Haboush bu materyalin kemik ile protez arasında boşluk doldurucu olarak kullanılabileceğini öne sürmüştür (175). Bunun üzerine 1958 yılında Sir John Charnley, paslanmaz çelik femoral stem ve polietilen asetabular komponentleri ilk kez çimento ile uygulamıştır (176). Charnley ile beraber Avrupa’da kullanımından yaklaşık 10 yıl sonra 1970’li yıllarda Amerikan Besin ve İlaç Dairesi (FDA) ortopedide PMMA’nın kullanımına onay vermiştir (177).

Kullanımı gittikçe artmaya başlayan kemik çimentosunun hazırlanma ve uygulama yöntemleri de en az kullanılan malzemenin kalitesi kadar önemlidir. Klasik olarak çimentolama teknikleri üç kuşak halinde sınıflandırılabilir. Sınıflama temel olarak, kemik yatağının hazırlanması, çimentonun hazırlanması ve çimentonun uygulanması sırasındaki değişiklikleri ortaya koymaktadır. Birinci kuşak çimentolama tekniğinde el ile karıştırılan çimento, kemik yüzeyin yıkanmasını takiben femur medullası içine el yardımı ile konulduktan sonra protezin çimentonun içine anterograd yerleştirilmesi şeklindeydi. Bu yöntem kemik protez ara yüzünde çimentonun homojen dağılmaması ve gevşemeye yol açması sebebiyle yerini ikinci kuşak çimentolama tekniği almıştır. İkinci kuşak çimentolama tekniği, femoral kanaldaki kansellöz kemiğin yeterli oyulması, femoral kanalın şırınga yardımı ile yıkanması, femoral kanala distal tıkaç yerleştirilmesi ve çimentonun tabanca yardımıyla retrograd yerleştirilmesi olarak tanımlanabilir. Üçüncü kuşak çimentolama tekniğinde, çimento karıştırma esnasında oluşan hava kabarcıklarının vakum yardımıyla azaltılması ve bu sayede porozitenin azaltılması amaçlanmıştır. Femoral kanal pulsatil lavaj ile iyice yıkanır, medulla distaline, femoral komponentten ortalama 2 cm kadar uzaklıkta ve medulla genişliğine uygun olacak şekilde tıkaç yerleştirilir. Çimento tabancasıyla kemik çimentosu retrograd basınçlı olarak medullanın içine konur ve femoral komponent distal ortalayıcı ile medullanın tam ortasına yerleştirilir (177). Günümüzde üçüncü dönem çimentolama tekniğinin modifiye edilmesi ardından klasik kitaplara girmemiş olmakla birlikte dördüncü kuşak çimentolama tekniğinden bahsedilmektedir (171). Üçüncü kuşak çimentolama tekniğine ek olarak proksimal ortalayıcı yerleştirilmesi olarak ifade edilmektedir (171).

İlk çimentolu kalça protezi 1960’larda Sir John Charnley tarafından uygulanmıştır (176). Çimentolu stemlerin uzun dönem sonuçları ile ilgili yayınlanan makalelerde fikir birliği bulunmamaktadır. Hasta seçimindeki farklılıklar, farklı femoral komponent kullanımları, implant teknikleri, çimentolama teknikleri ve çimento çeşitleri sonuçlardaki farklılıkların sebebi olmuştur (178). Çeşitli stem geometrileri kullanılmıştır. Her tasarımın amacı implant-çimento ve çimento-kemik arayüzünde stabil bir ortam yaratmaktır. Sementli stemler temel olarak iki gruba ayrılırlar. Birincisi konik kayma (taper slip) veya kuvvet kilitli (force closed), ikincisi ise kompozit kiriş (composite beams) veya şekil kilitli (shaped closed) olmak üzere. Çimentolu stemler geometrilerine, raspalama tekniklerine ve biyomekaniklerine göre sınıflandırılabilir. Şekil, kullanılan raspalama tekniği ve biyomekaniğe dayalı dört genel tip tanımlanmıştır (179) (Tablo 1) (Şekil 25).

Genel Kategori	Tip	Geometri	Tanım	Fiksasyon
Yakasız Cilalı Taper	1A	Çift taper	Düz ve ince ön-arka, geniş medio-lateral. Her iki düzlemde de distale doğru incelik. cilalı.	Kuvvet kilitli
	1B	Üçlü taper	AP’de düz ve ince, medialde daralan, geniş medio-lateral. Cilalı.	Kuvvet kilitli
Flanşlı ve pürüzlü	2A	Yuvarlak, flanşlı	Distalde minimal tapered yuvarlak ve kalın. flanşlı ve yakalıklı olabilir.	Şekil kilitli
	2B	Tapered, flanşlı	Dar ön-arka, geniş medio-lateral. flanşlı ve genellikle yakalıklı	Şekil kilitli
Press-fit, kama şeklinde	3	Tek kamalı	Dikdörtgen kesit. Düz gövde, ince ön-arka, geniş medio-lateral. Pürüzlü veya cilalı yüzey	Şekil kilitli, üç nokta fiksasyonu
Kavisli anatomik	4	Anatomik	Kavisli, yuvarlak, ön-arkadan daha geniş medio-lateral, metafizde arka yay, diyafizde ön yay	Şekil kilitli

Tablo 1. Çimentolu femoral stem dizaynlarının sınıflandırılması (Tip 1 ve 2, 2mm ile 4mm arası çimento mantosu; Tip 3, 1mm veya daha az çimento mantosu; Tip 4, tüm gövde boyunca 2mm çimento mantosuna sahiptirler.)



Şekil 25. Çimentolu stem tasarımları (179)

Tip 1 stemler, konik kayma veya kuvvet kilitli olarak bilinirler. Yüzey pürüzlülüğü azdır ve cilalı bir yüzeye sahiptir (180, 181). Bu implantlar genellikle yuvarlak kenarlara sahiptir. Stabilitesini enine kesitinin dikdörtgen olması ve bazı implantlar ise üçüncü bir koniklik sayesinde sağlar (182). Yakalıksız stemlerdir ve kontrollü olarak çökmeye izin veren distal merkezleyicisi bulunur (183). Bu stemlerin çökmesi genellikle ameliyat sonrası ilk iki yıl içinde olur ve sonra yavaşlayarak durur (184). İkinci yıldan sonra devam eden veya 5mm'den fazla olan çökme gevşeme olarak kabul edilmelidir (185). Kuvvet kilitli stemlerdir. Çimento ve kemiğin kompresyon altında yüklendiği, makaslama kuvvetlerinin azaldığı anlamına gelir ve ana yük bileşeni radyal sıkıştırmadır (186, 187). Modern çimentolama tekniklerini kullanarak, 2 mm veya daha fazla çimento mantosuna izin verir.

Tip 2 stemler, Tip 1'e kıyasla pürüzlü bir yüzeye sahiptirler ve şekil kilitli veya kompozit kiriş tipi olarak bilinirler. Tip 2 stemler yuvarlak kenarlı ve omuzlu olması sebebiyle, tip1 stemlerden AP planda daha genişirler. Bu özellikler rotasyonel stabiliteyi arttırmak, implant sement arayüzünde stemin çökmesini ve ayrılmasını engellemek amacıyla kullanılır

(188). Gövde hizalamasına yardımcı olan ve çökmesini engelleyen daha büyük bir merkezleyiciye sahiptir.

Tip 3 stemlerin AP düzlemde press-fit fiksasyon ve kendinden merkezleme özellikleri mevcuttur (189). Dikdörtgen kesitlidirler ve pürüzlü bir yüzeye sahiptirler. Kompozit kiriş etkisi; kendinden merkezleme, press-fit dizayn, ince çimento mantosu ve yakın stem-kemik teması ile elde edilir (190). Tip 3 stemlerin modern dizaynları, düşük yüzey pürüzlülüğüne, sementle olan bağlanma gücünü arttırmak için oluklu yapıya ve bazen yakalığa da sahip olabilir. Tasarımları, sertliği arttırarak stres pik noktalarını azaltıp, mikro hareketi en aza indirecek en iyi adaptasyonu sağlamak üzerine oluşturulmuştur (191). İmplant, kullanılan son raspa ile aynı boyutta olduğu için aynı çimentosuz stemde olduğu gibi medullaya çakılmaları gerekmektedir (192). Distal veya proksimal merkezleyici kullanmazlar. Çimento manto kalınlığı gövde boyunca değişiklik gösterir ve bazı yerlerde stem, kortikal kemik ile temas halindedir (193).

Tip 4 stemler, femur geometrisine uyan anatomik gövdelerdir (194, 195). Pürüzlü veya cilalı kaplamaya sahip olabilirler. Hem cilalı hem de pürüzlü yüzeye sahip anatomik gövdeler kompozit kiriş özelliği gösterirler (196). Anatomik olmaları sebebiyle kendilerine ait nötral anteverسیونları mevcuttur (187). Bu tip implantlar için tüm gövde boyunca eşit 2 mm çimento mantosu olacak şekilde sabit raspalama teknikleri kullanılır.

Çimentolu fiksasyon, bu hasta popülasyonunda defektli proksimal femurda daha hızlı mobilizasyona ve erken iyileşmeye izin verir (197) ve cerrahın çimentonun boş vida deliklerinden dışarı çıkabileceğinin farkında olması gerekir (198). Rezeke edilen femur başı, kayan lag vidasının oluşturduğu gibi büyük lateral defektleri greftlemek için kullanılabilir. Çimentosuz bir implant kullanılıyorsa, geniş ölçüde gözenekli (poroz kaplamalı) stemler, hasarlı, deforme olmuş veya defektli proksimal kemiği atlayarak, femurun özellikle diyafizinde fiksasyon sağlama avantajına sahiptir. Fakat uzun ve büyük çimentosuz stem yerleştirmenin dezavantajı ise bikortikal deliği olan zayıf kemiklerde periprostetik kırık riskinin fazla olmasıdır (14). Çimentolu veya çimentosuz femoral stem olup olmadığına bakmaksızın intraoperatif radyografilerin görülmesi önemlidir.

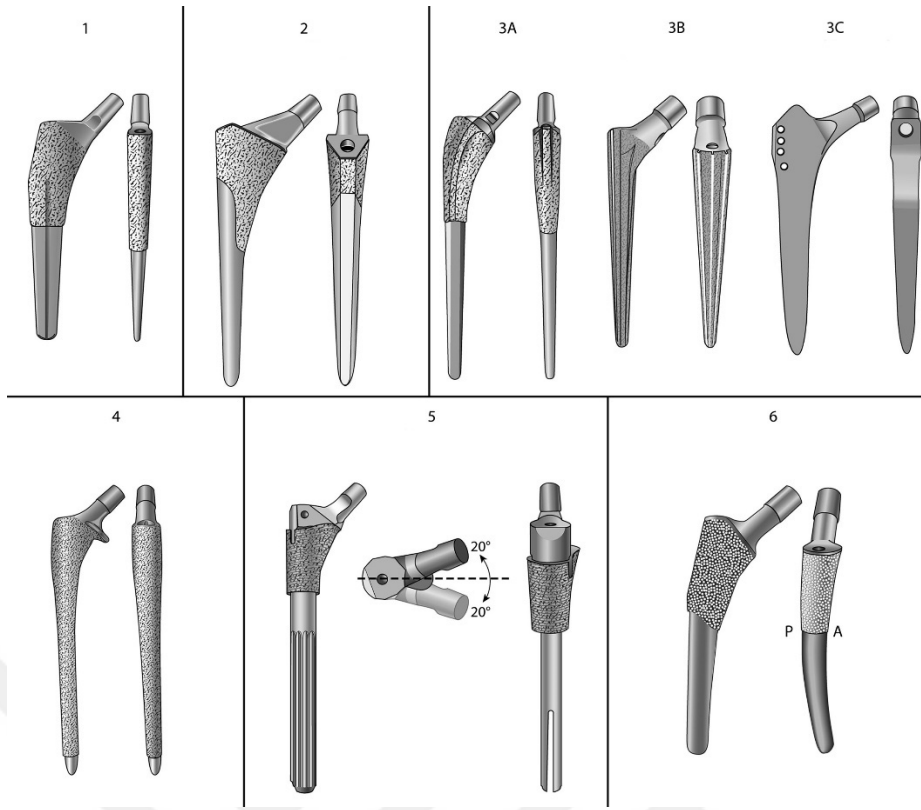
İlk total kalça protezi uygulamalarında kullanılan çimentolu femoral komponent, 60 yaşın üzerindeki hastalarda işe yararken daha genç ve aktif hastalarda ise kemik stoku kaybı ve implantta gevşemeler gibi sorunlara yol açtı. “Çimento hastalığı” (199) denilen bu durumun çimentodan kaynakladığı ortaya çıkınca femoral stemi doğrudan kemiğe implante etmenin yolları araştırılmaya başlandı. Böylece 1970’lerden itibaren çimentosuz tespitten söz edilmeye başlandı (200). İlk kullanılan çimentosuz stemlerde içine büyümeyi sağlayan, tespitin gücünü

arttırıcı yüzeyler yoktu ve tespit kalitesi sadece sıkıştırmaya bağlıydı. Bu yüzden uyluk ağrısı ve gevşeme sık görölmekteydi. Daha sonra poroz kaplamalı protez yüzeyleri kullanılmaya başlandı. Özellikle proksimal poroz kaplı, içine büyüme özellikli kobalt-krom özellikli protezlerle mükemmel sonuçlar elde edilmiştir (201). Konik incelen (tapered) sistemler çimentosuz femoral stem dizaynında önemli yer tutarlar. Üç nokta prensibi ile başlangıçta güçlü bir tespit sağlarken, bu dizayna eklenen içine ve üzerine büyüme özellikli kaplamalar sayesinde uzun dönemde de başarılı sonuç alınması sağlanmıştır (202-204).

İlk çimentosuz stemler düz ve kavisli olmak üzere metafizyal ve distal tutulumlu olarak sınıflandırıldı (205). Günümüzde stemler genellikle proksimal poroz kaplı ve silindirik tam kaplamalı olarak adlandırılır. Çimentosuz stemler, fiksasyonun nerede olduğuna ve geometrisine göre kategorize edilebilir (206) (Tablo 2) (Şekil 26).

Genel Kategori	Tip	Geometri	Tanım	Fiksasyonun Yeri
Tapered proksimal fiksasyon	1	Tek kama	Medial-lateral olarak daralır. Proksimal olarak kaplanmıştır. Düz gövde, AP düzlemde ince	metafizyal
Tapered proksimal fiksasyon	2	Çift kama	Hem medial-lateral hem de AP düzlemlerde distale daralır. Tip 1'den daha geniştir. Metafiz bölgesini doldurur.	metafizyal
Tapered proksimal fiksasyon	3A	Tapered, yuvarlak	Proksimal üçte ikide poroz kaplamaya sahip yuvarlak tapered konik gövde	Metafiz-diyafiz birleşimi
Tapered distal fiksasyon	3B	Tapered, şeritli	Boyuna şeritli konik taper	Metafiz-diyafiz birleşimi ve proksimal diyafiz
Konik distal fiksasyon	3C	Konik, dikdörtgen	Metafiz-diyafiz bölgesinde dört nokta rotasyon destekli dikdörtgen kesit	Metafiz-diyafiz birleşimi ve proksimal diyafiz
Distal fiksasyon	4	Silindirik, tam kaplamalı	Geniş poroz kaplama, aksiyel stabiliteyi artırmak için proksimal yaka	Öncelikle diyafiz
Modüler	5		Bağımsız metafiz ve diyafiz komponentler	Metafiz ve diyafiz
Anatomik gövde	6		Proksimal kısım hem lateral hem de posterior planda geniştir. Metafizde arka yay, diyafizde ön yay	metafizyal

Tablo 2. Çimentosuz femoral stem dizaynlarının sınıflandırılması (Tip 1,2,3,4,5 düz gövdeli; Tip 6 kavisli gövde)



Şekil 26. Çimentosuz stem tasarımları (207)

Tip 1 stemler, tek kamalı stemler olarak adlandırılırlar. AP planda düz ve incedir. Distale doğru daralır. Poroz kaplaması implantın proksimal üçte biri ile sekizde beşi arasındadır (208, 209). Stabilitesi, medial-lateral planda kama fiksasyonu ve stem boyunca üç nokta prensibi ile sağlanır (210, 211).

Tip 2 stemler, tip 1'in aksine iki düzlemde (ön-arka, medial-lateral) proksimal kortikal temas sağlamak üzere tasarlanmıştır. AP düzlemde tek kamalı stemlerden daha geniştir. Distal kısımları ise kanalı doldurmak için yuvarlak veya konik olabilir (212, 213). Genellikle stemin sertliğini azaltmak için uzunlamasına yarıklar ve oluklar bulunur.

Tip 3 stemlerin hem medial-lateral hem de anterior-posterior planda uzun ve devam eden bir konikliği vardır. Tip 1 ve 2'den farklı olarak distale doğru geometrisinde ani bir değişikliğe uğramaz. Kendi arasında şekline ve fiksasyon yerine göre üç alt gruba ayrılır. Tip 3A, yuvarlak konik tasarımlardır, proksimal üçte ikisinde poroz kaplıdır ve üç nokta fiksasyonu sağlarlar (203, 214). Tip 3B, uzunlamasına şeritleri olan konik şekilli stemlerdir. Keskin kenarları kemiği keserek rotasyonel stabilite sağlar (215). Proksimalde dar profilli olması hem kolay kontrol etmeyi hem de proksimal femuru çarpık, biçimsiz olan hastalarda kullanışlıdır. Tip 3C, tüm gövdesine kum püskürtme uygulanmış konik ve dikdörtgen biçimli stemlerdir.

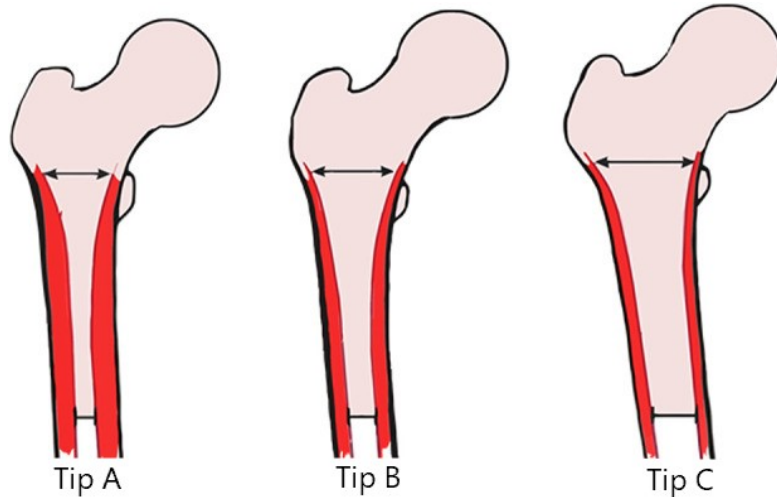
Metafiz-diyafiz bileşkesinde üç noktadan fiksasyon sağlar ve enine kesiti dört noktadan rotasyonel stabilite sağlar (216).

Tip 4 stemler, diyafizde kortikal kemiği tutar ve tüm stem boyunca fiksasyon sağlarlar. Genelde içe doğru büyüyen kaplama ile kaplanmışlardır. Proksimal yakalığı mevcuttur, böylece aksiyel stabiliteyi artırır ve kuvveti kalkara iletir. Endosteal kemiğe angajmanı, kortikal kemiğin içe doğru büyümesini sağlar (217).

Tip 5 stemler, bağımsız metafiz ve diyafiz için iki ayrı bileşene sahip modüler stemlerdir (218). Kalça displazisi gibi anatomik anormalliklerde ve rotasyonel dizilim bozukluğu olan hastalarda kullanılır.

Tip 6 stemler, proksimal femura uyan, kavisli, anatomik gövdelerdir (219, 220). Lateral planda, metafizde posteriora, diyafizde anteriora doğru bükülürler. Bu stemlerin boynu femur anteverسیونunu taklit eder, sağ ve sol femurlar için ayrı üretilirler. Distale doğru konik veya silindirik olabilirler. Stabilitelerini proksimal femuru doldurması ve distal eğriliği ile sağlar (221).

Çimentosuz stem uygulamalarında proksimal femoral kanalın şekli önemlidir. Genel olarak hastaların % 85'inde, şampanya kadehi ve huni şeklinde tanımlayabileceğimiz Dorr A ve B proksimal femur morfolojileri bulunmaktadır (222). Özellikle bu hastalar çimentosuz tespit için uygun olmakla birlikte, silindirik veya soba borusu şeklinde olan Dorr C morfolojilerinde de çimentosuz fiksasyonla yüksek başarı oranı bildiren çalışmalar mevcuttur (223-225) (Şekil 26).



Şekil 26. Dorr sınıflaması (226)

Bir başka konu ise büyük trokanterin intraoperatif yönetimidir. Büyük trokanter ayrı ve kaynamamış bir kemik parçası veya femur gövdesinin raspalanmasını engelleyecek şekilde yanlış kaynamış olabilir. Bu durumda, büyük trokanteri, vastus lateralisi ve abduktör kasları tek bir doku kılıfı olarak tuttuğu için trokanterik kaydırma tekniği tercih edilebilir(227). Sonrasında trokanterik kaynamama ve trokanterik tespit implantlarına bağlı ağrı şikayeti gibi komplikasyonlar nadir değildir (228). Büyük trokanterin yanlış kaynamasına bağlı olarak femoral kanalın girişi kapanmış ise yüksek hızlı tur ucu (burr) ile şekillendirilerek ve direkt olarak raspalamaya göre kırık riski azaltılabilir. Artroplasti sonrası trokanterik kaynamanın başarısız olduğu durumlarda ameliyat sonrası çıkık için daha yüksek risk bulunmaktadır.



İTK kaynamaması sonrası kalça artroplastisi ile ilgili literatür bilgisi oldukça kısıtlıdır. Mariani ve Rand, kalça artroplastisi ile tedavi edilen intertrokanterik kaynamamaları olan dokuz hastayı içeren çalışmalarında ortalama 6,6 yıllık takipte tüm hastalarda fonksiyonel düzelme olduğunu gösterdi (167). Stoffelen ve ark., intertrokanterik kaynamaması olan yedi kalçaya uyguladıkları artroplastide 5 hastada mükemmel sonuç bildirmişlerdir (229). Mehlhoff ve ark., ortalama 34 ay takipli 13 hastayı içeren serilerinde sadece beş hastada iyi ve mükemmel sonuçlar elde edildiğini, üç hastada çıkık ve ikisinde instabilite nedeniyle revizyon gerektiğini bildirmişlerdir (230). Haidukewych ve Berry tarafından İTK'ların başarısız tedavisi için uygulanan kalça artroplastisi ile tedavi edilen 60 hasta (ortalama yaş, 78 yıl) rapor edildi. Otuz iki hastaya TKA ve 28 hastaya bipolar HA uygulanmış, 44 hastanın ortalama 5 yıl takibinde 8. ve 10. yılda olmak üzere iki hastada aseptik gevşeme sebebiyle revizyon yapıldığı bildirilmiştir (228).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

İnstabil intertrokanterik femur kırığı sonrası proksimal femur çivisi yapılan ancak tespit yetersizliği, yanlış kaynama ya da kaynamama nedeniyle kalça artroplastisine dönülen osteoporotik, yaşlı hastalarda femoral komponentin tespit seçeneği ve vida deliğine göre uzunluğu ile periprostetik kırık riski arasındaki ilişkiyi biyomekanik olarak karşılaştırmak amacıyla test düzeneği oluşturuldu.

3.1. Testlerde Kullanılan Malzemeler

Femur modeli: Testlerde toplam 15 adet sentetik, orta boy, kompozit sol femur modeli kullanıldı (Sawbones® 3503, Sawbones Europe AB, Malmö, Sweden). Yaşlıların intertrokanterik kırıklarının tedavisi simüle edilmek istendiğinden özel olarak osteoporotik femur modeli ürettirildi. Osteoporotik femur modellerinin dışta ince, düşük yoğunluklu, kısa epoksi liflerinden oluşturulmuş kortekse benzer yapısı, içte ise yine düşük yoğunluklu rijit poliüretan köpükten oluşturulmuş spongios kemiğe benzer yapısı bulunmaktadır. Bu modelleri ortalama yaşı 84 olan osteoporotik kadavra femur kemikleri (kadavra femuru t-skoru < -2,5; ortalama t-skorumları -2,7) ile karşılaştıran bir çalışmada, sırasıyla aksiyel sıkıştırma sertliği (aksiyal stiffness) ve yetersizliği (failure), medial-lateral eğilme sertliği (bending stiffness) ve torsiyonel sertlikleri (rotational stiffness) arasında anlamlı bir farklılık çıkmamıştır (231). Standart 4. kuşak kompozit femur ile osteoporotik kompozit femurun farkları tablo 3, 4 ve grafik 1’de gösterilmiştir.

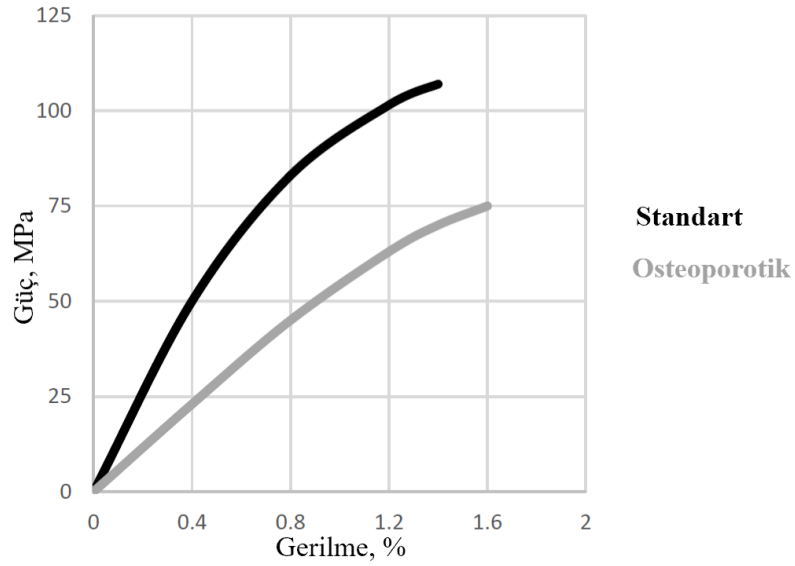
		
	Sawbones® standart kompozit femur 3403	Sawbones® osteoporotik kompozit femur 3503
Boy	45,5 cm	45,5 cm
İçi boş medulla çapı	13 mm	16 mm
İç korteks çapı	14 mm	18 mm
Spongioz kemik yoğunluğu	17 pcf	10 pcf

Tablo 3. Standart ve osteoporotik kompozit femurların karşılaştırılması (pcf: pounds per cubic foot)

Kortikal kemik

	Yoğunluk	%0,2 Gerilme	%0,2 Güç	Nihai gerilme	Güç	Modulus
	g/cc	%	MPa	%	MPa	GPa
Standart	1,64	0,80	90	1,40	106	16,0
Osteoporotik	1,31	0,80	50	1,73	76	6,0

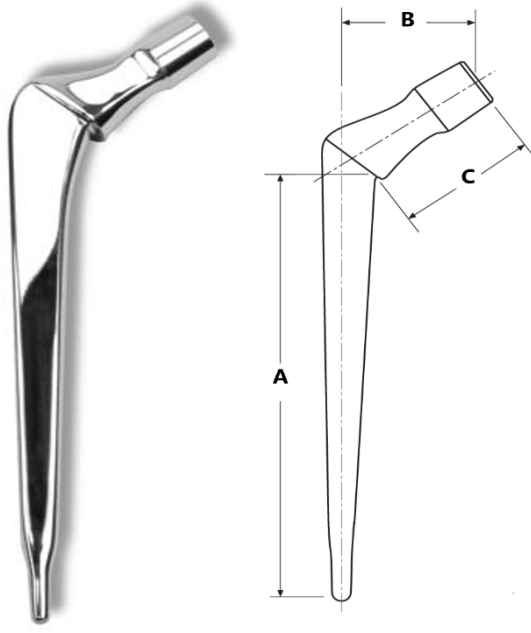
Tablo 4. Dördüncü kuşak kompozit standart ve osteoporotik femur modellerinin kortekslerinin mekanik özellikleri



Grafik 1. 4. kuşak kompozit standart ve osteoporotik femurların güç – gerilme (stress-strain) grafiği (MPa: megapascal)

Femoral protezler: Osteoporotik femur modelinde proksimal femur çivisi sonrası kalça artroplastisi deneyleri için üç farklı ‘femoral stem’ dizaynı ile üç farklı rekonstrüksiyon modeli oluşturulmuştur.

Grup I: Çimentolu uzun gövdeli grup için dışı pürüzsüz, cilalı, sırtı düz, anterior ve posterior yüzleri birbirine paralel olduğu için dikdörtgen bir tasarıma sahip VerSys Heritage® (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) protezleri seçildi (Resim 3). Uygun oyuncularla femur medullası hazırlandıktan sonra protez ile femur medullası arasında tüm çevresinde en az 2mm’lik çimento mantosu olacak şekilde pilot testlerde femoral protez boyutu size 10 olarak belirlendi.

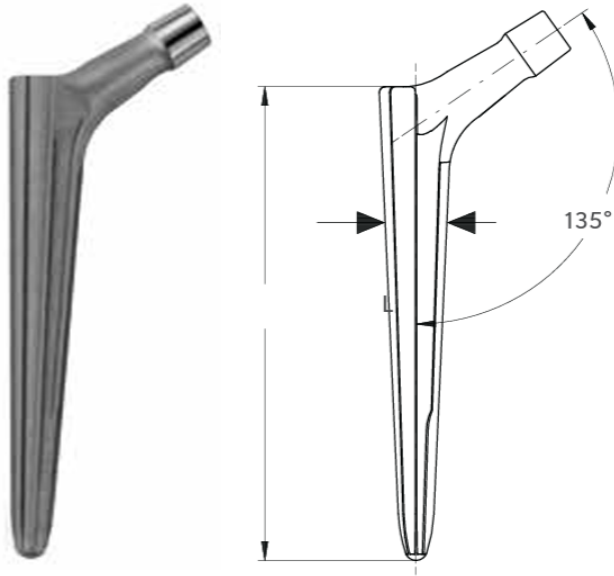


Baş-boyun açısı	135°
Stem size	10
A	115 mm
B	35 mm
C	31 mm

Resim 3. VerSys Heritage® size 10 (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD)

Grup II: Çimentosuz ve kısa femoral komponent. Bu grupta, femur shaftındaki vida deliğini distale geçmeyecek uzunlukta, çimentosuz femoral stem kullanımı için Wagner Cone (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) tercih edilmiştir (Resim 4). Uzunlamasına şeritleri olan konik şekilli stemlerdir. Toplam 8 adet keskin kenarları mevcuttur ve bunlar kemiği keserek rotasyonel stabilite sağlar. Proksimalde dar profilli olması hem kolay kontrol etmeyi hem de proksimal femuru çarpık, biçimsiz olan hastalarda kullanışlıdır. Tüm yüzeyi kuşlamaz. 125° ve 135° olmak üzere iki farklı baş-boyun açılı seçenekleri mevcuttur. Medullar kanalın çapına göre 12 adet size (13-24mm) mevcuttur.

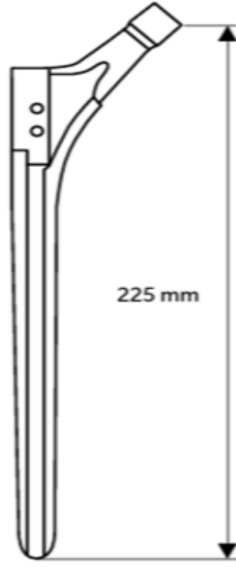
Bu implantın tercih edilme nedeni konik yapıda olmasından dolayı daha çok femurun proksimali yani metafizyel bölgesinden sıkışıyor olmasıdır. Sawbones 3503 için uygun Wagner Cone boyutunu belirlemek amacıyla pilot testler yapıldı, 22 numara Wagner Cone femoral stemin sıkıca (press-fit) yerleşebildiği ve bu femur modeli için en uygun boyutta olduğu görüldü.



Baş-boyun açısı	135°
Konik çap	22 mm
Boy	127,2 mm
Kiriş sayısı	8

Resim 4. Wagner Cone® size 22 (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD)

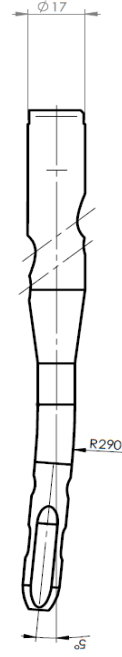
Grup III: Çimentosuz, uzun gövdeli grup için Wagner SL revizyon® tipi protez (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) kullanıldı (Resim 5). Tüm yüzeyi kum püskürtmeli, biyouyumlu titanyum alaşımı, 8 şeritli konik gövdesi, 125° ve 135° baş-boyun açısı seçeneği mevcut olan implantlardır. Bu implantın tercih edilmesinin amacı yapısal özelliklerinin grup II de kullanılan kısa modeline benzer olmasıdır. Böylece rotasyonel ve aksiyel yüklenmeler açısından aynı modelin uzun ve kısasını karşılaştırmanın daha uygun olacağı düşünüldü. Pilot testlerde protezin, sentetik femur modeline sıkıca (press-fit) tutunması için en uygun boyutun 18 numara olduğu görüldü. Femoral protezin, çıkartılan çivinin femur diyafizindeki vida deliğini en az 2 korteks genişliği kadar distale geçmesi amaçlandığından, yapılan ölçümlere göre 225 mm uzunluğun uygun olduğuna karar verildi.



Baş-boyun açısı	135°
Konik çap	18 mm
Boy	225 mm
Kiriş sayısı	8

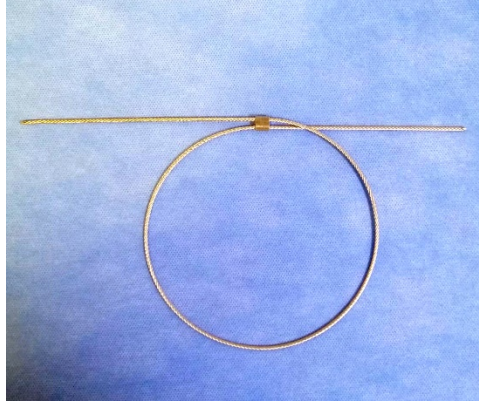
Resim 5. Wagner SL® revizyon stem size 18 (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD)

Proksimal Femur Çivisi: Tüm modellere başlangıçta uygulanan PKÇ'leri (Tasarimmed®, Istanbul, Turkey) standart olarak eşit özelliklerdedir. Uygulanan implantlar trokanterik girişli, AP planda 5° eğimli, 200 mm uzunluğunda, proksimal kalınlığı 17 mm ve distal kalınlığı 9 mm'dir. Kullanılan femur modellerinin boyutuna uygun olarak 90 mm uzunluğunda lag vidası, 95 mm uzunluğunda ve 5 mm çapında antirotasyon vidası, çivinin üst ucundan 160 mm distalde, 5 mm çapında bir adet statik kilitleme vidası tüm modellere standart şekilde uygulanmıştır (Resim 6). Uygulama kolaylığı, çivi girişi, lag vidası ve distal kilitleme vidası yerleşiminin tüm modellerde standart ve benzer şekilde yapılması amacıyla, bütünlükleri bozulmamış, sağlam modellere önce PKÇ implante edilmiştir. Daha sonra PKÇ çıkartılarak instabil intertrokanterik kırık modeli oluşturulmuştur. Böylece her instabil intertrokanterik kırık modelinde standart olarak aynı kemik defekti modelleri elde edilebilmiştir.



Resim 6. PKÇ (Tasarimmed®, Istanbul, Turkey)

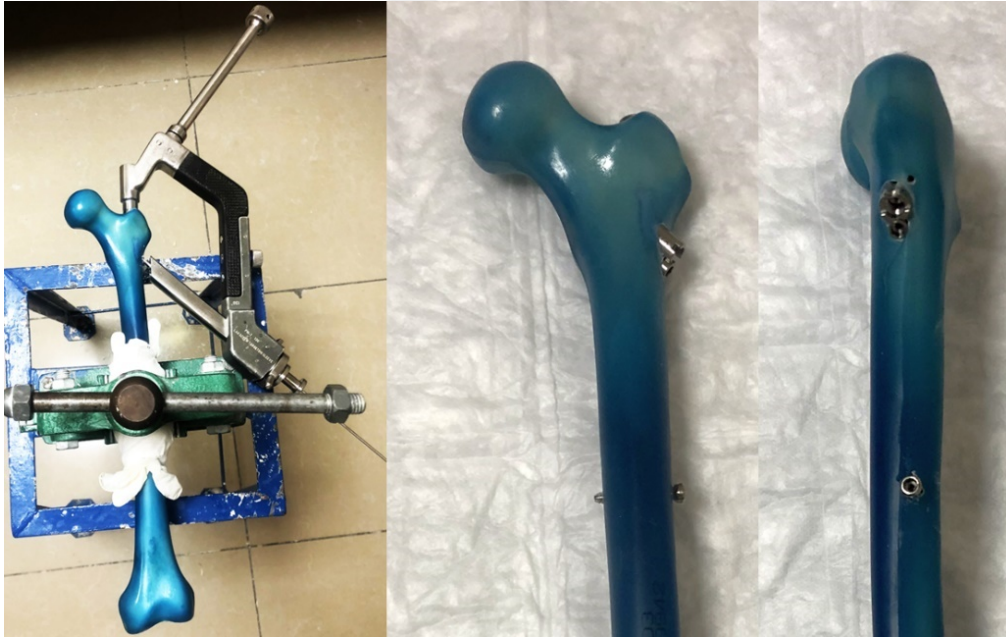
Metal kablo: Deneysel olarak oluşturulan instabil İTK modelinde küçük trokanter ve kalkar tespit için her modelde bir adet 1,7 mm paslanmaz çelik, cerrahi kablo (Tasarimmed®, Istanbul, Turkey) kullanıldı (Resim 7).



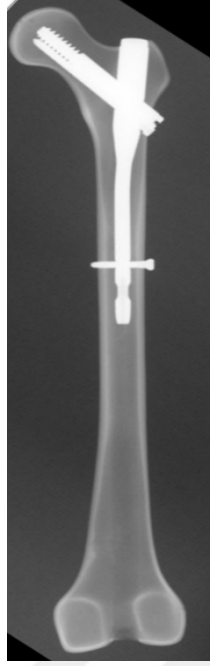
Resim 7. 1.7 mm paslanmaz çelik kablo (Tasarimmed®, Istanbul, Turkey)

3.2. Test Modellerinin Hazırlanması

Proksimal femur çivisinin yerleştirilmesi: Her bir model mengeneye sıkıştırıldıktan sonra optimal giriş noktası AP planda femur anatomik ekseninden 5° (PKÇ çivisinin AP planda eğimine uygun) lateralde intramedüller kanal ile aynı düzlemde olacak şekilde belirlendi. PKÇ'nin proksimal çapına uygun olacak şekilde ilk olarak 17mm'lik giriş oyucusu ile trokanterik bölge oyuldu. Sonrasında medulla hazırlanmasına geçildi. Yerleştirilecek olan çivinin distal çapından 1 mm fazla olacak şekilde uygun oyucuya kadar medulla oyuldu. Kullanılacak olan 9*200mm'lik çivi, kılavuzuna adapte edildi ve çivi manuel olarak medullada ilerletildi. Dışarıdan çivinin uygun yeri ve anteversiyonu, lag vidası için yerleştirilen klavuz telin femur başının tam ortasından çıkacak şekilde yerleştirilmesiyle her bir çivi için sagittal, koronal ve aksiyel planlarda standart yerleşim sağlanmış oldu ve sırasıyla lag vidası (90 mm), anti-rotasyon vidası (95mm) ve çift korteks olacak şekilde distal kilitleme vidası (5 mm çapında, 160 mm distalde) yerleştirildi (Resim 8). Oluşturulan modellerin standart ve birbiri ile eş olduğunun görülmesi amacıyla işlem sonrasında tüm modellerin ön-arka ve yan radyografileri çekildi (Resim 9). Tüm bu işlemler sonrasında yerleştirilen implantların tamamı çıkarıldı.

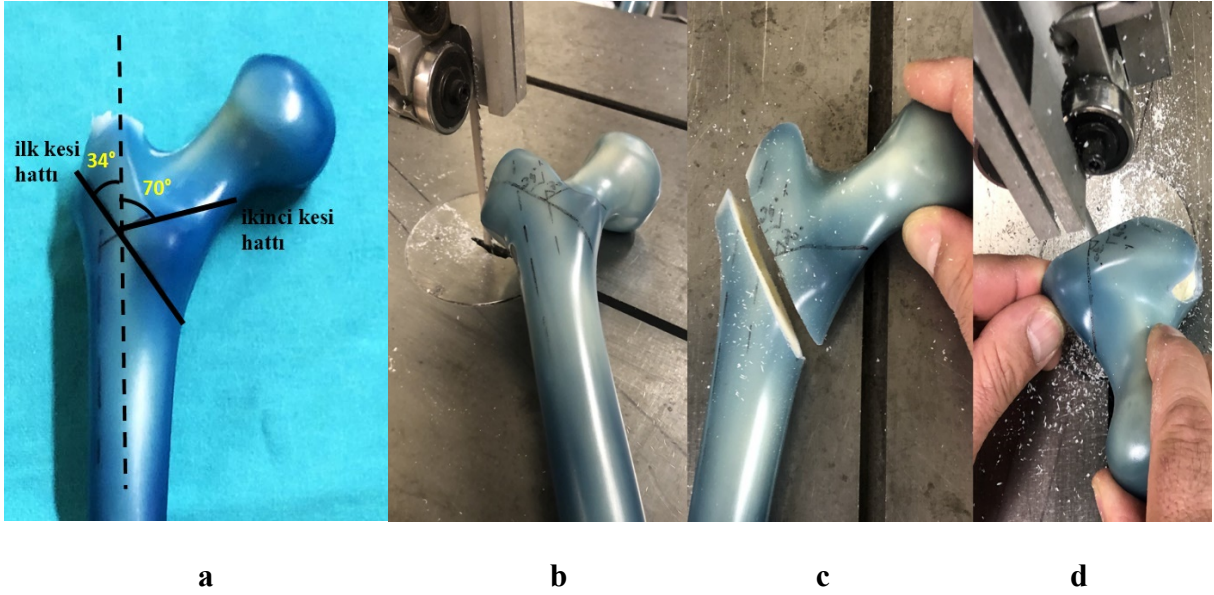


Resim 8. PKÇ kurulumu ve model üzerinde lag vidası ile distal kilitleme vidalarının görünümü.



Resim 9. PKÇ implantasyonu sonrası radyografik görünümü

Modellere PKÇ implante edilip çıkartıldıktan sonra Amerikan Ortopedik Travma Derneği (AO/OTA) sınıflamasına göre (232) A2.1 instabil İTK kırık modeline uygun olacak şekilde kırık hatları standart olarak çizildi. Şerit testere yardımıyla, kesi şablonuna uygun olarak iki kesi yapılarak üç parçalı kırık modeli oluşturuldu İlk kesi femur shaftı ile saatin tersi yönünde 34° açı yapacak şekilde; ikinci kesi ise ayrı bir parça haline gelen, küçük trokanter, femur boynu ve başından oluşan proksimal parça üzerinde femur shaftına saat yönünde 70° açı yapacak şekilde uygulandı(233) (Resim 10).



Resim 10. a) Osteotomi hatlarının sentetik femur modeli üzerindeki şablonu **b ve c)** İlk kesi uygulaması **d)** İkinci kesi uygulaması

Tüm sentetik femurlar AO A2.1 sınıflamasına uygun olarak osteotomize edildikten sonra her grup 5'er model içerecek şekilde üç gruba ayrıldı: Grup I, çimentolu, uzun femoral stem (VerSys Heritage® size 10), grup II çimentosuz, kısa stem (Wagner Cone® size 22 (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) ve grup III çimentosuz, uzun stem (Wagner SL® revizyon stem size 18 (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) Sonrasında grup I çimentolu stemlerin her birinde 1 adet kullanılmak üzere toplamda 5 adet Hi-Fatigue G Bone Cement® (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) marka kemik çimentosuyla modellere fiksasyonlar sağlandı.

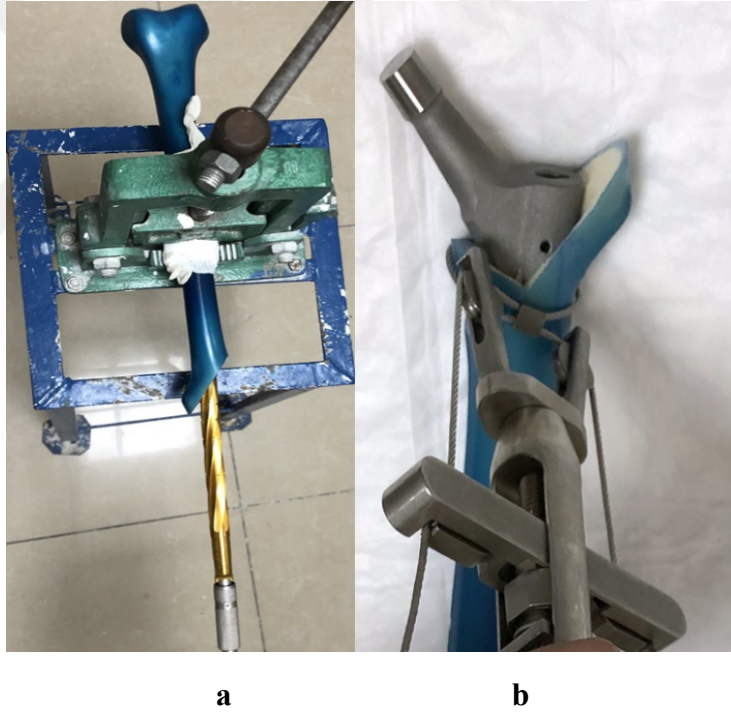
Tüm gruplarda standart instabil intertrokanterik kırık modellerinin oluşturulduğu sentetik femur kemikleri, tekrardan mengeneye sıkıştırılarak gruplara göre stemler uygulanmaya başlandı. Çimentolu stem grubu olan grup I'den başlandı. Büyük trokanterin mediali stem varusa gitmemesi için osteotom ile çıkarıldı. Ardından bir oyucu yardımıyla medulla açıldıktan sonra 8 numara başlanarak 10 numaraya kadar sırası ile medulla raspalandı. Stemin medulla içinde distal son noktasının 1 cm distaline bir tıpa yerleştirilerek çimentonun medulla içinde ilerlemesi engellendi (234). Çimento karıştırıldıktan sonra medulla içine anterograd olarak elle yerleştirildi ve ardından VerSys Heritage® size 10 (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) stem yerleştirildi.

Grup II'ye geçildi. Öncelikle stemler varusa gitmemesi amacıyla büyük trokanterin iç bölgesi oluklandırıldı. Ardından femur medullasına konulacak olan protezlerin kalınlıkları press-fit oturabilmesi amacıyla, 13 numara kalınlıkta oyucudan başlanarak 22 mm'ye kadar

oyuldu. Oyma işlemleri el ile, belirgin bir direnç hissedilene kadar yapıldı ve medulla konik olarak genişletildi. Oyma derinliği ise oyucu üzerindeki büyük trokanter hizasında olması gereken çentikler yardımıyla ayarlandı ve Wagner Cone® size 22 (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) stemler yerleştirildi.

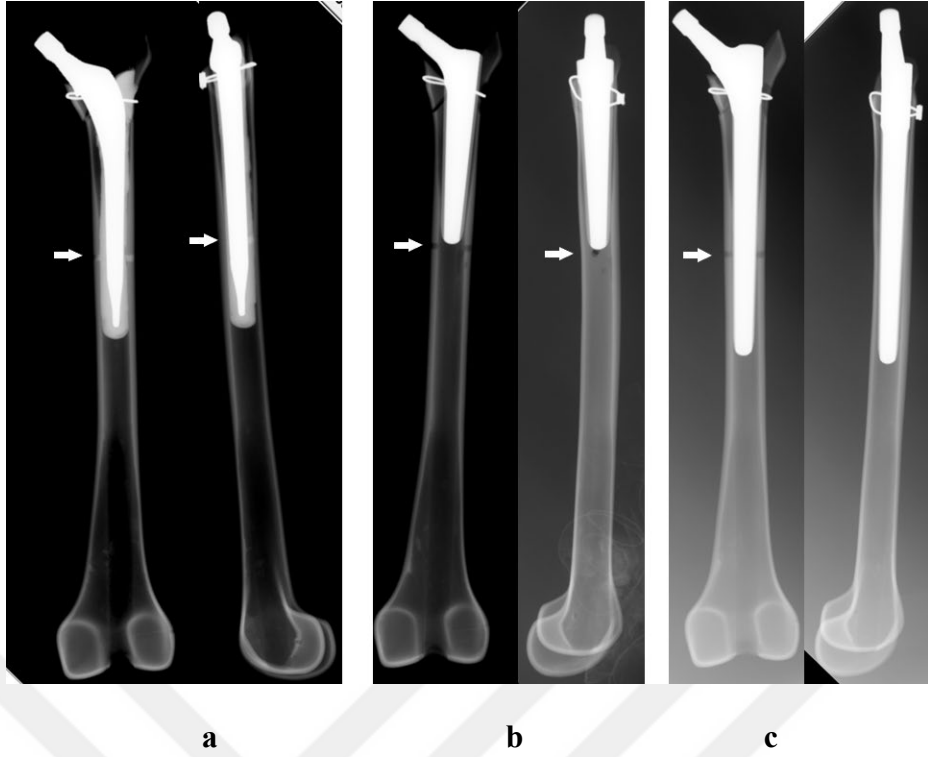
Sonrasında grup III'e geçildi. Yine büyük trokanter iç yüzeyi oluklandırıldı. Tüm sentetik femur kemikleri oyucu yardımıyla, el ile, belirgin bir direnç hissedilinceye kadar 14 numara kalınlıktan başlanarak medullaları 18 mm'ye kadar genişletildi. Derinliği ise yine oyucu üzerindeki çentikler yardımıyla ayarlandı ve Wagner SL® revizyon size 18 (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) stemler medullaya yerleştirildi (Resim 11a).

Ayrı bir parça halinde olan küçük trokanter ise femoral stem yerleştirildikten sonra 1,7 mm paslanmaz çelik kablo (Tasarimmed®, Istanbul, Turkey) ile yerine tespit edildi (Resim 11b).



Resim 11. a) Uygun oyucularla femur medullasının hazırlanması **b)** Küçük trokanterin kablo yardımıyla tespiti

Biyomekanik testler öncesinde modellere AP ve lateral radyografileri çekildi (Resim 12). Böylece tüm sentetik modeller biyomekanik testlere hazırlanmış oldular.

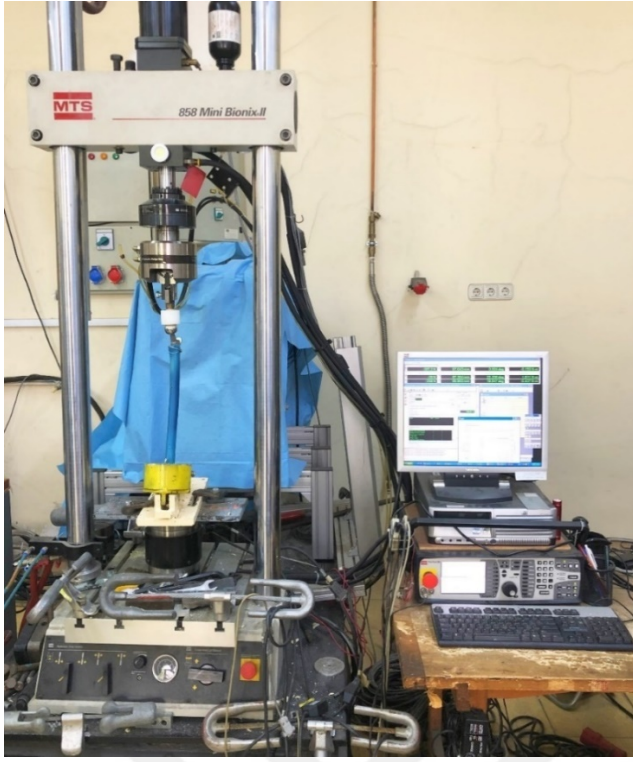


Resim 12. Grupların test öncesi AP ve lateral radyografileri **a)** Grup I **b)** Grup II **c)** Grup III
(→: vida deliklerinin yeri)

3.3. Mekanik Testlerin Yapılışı

Biyomekanik testler, İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi, Mukavemet ve Biyomekanik Laboratuvarı'nda, MTS 858 Mini Bionix II (Model Number: 359.XX, Part Number: 100-146-714, Rev:A, Serial Number: 10189576, Min.- ABD) üniversal test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Resim 13a).

Protez yerleştirilmiş olan sentetik modellerin, biyomekanik test cihazına tespiti için, 110 mm çap ve 70 mm yüksekliğindeki PVC borular içerisine polyester macun kullanılarak ön-arka ve medio-lateral planda yatay düzleme dik olacak şekilde distal bölgesinden sabitlenmiş, proksimal tarafı ise kuvvet ve moment uygulamak amacıyla serbest uç olarak bırakılmıştır. Femoral stemin polyester macunun içinde dondurulması için daha önce benzer deneylerde kullanılan "gömmatik" isimli alet modifiye edilerek kullanıldı (235). Bu aletin asıl amacı femurun sagittal plandaki anatomik eğimini de dikkate alarak femur proksimalinin anatomik aksının koronal ve sagittal planda yer düzlemine dik ve PVC borunun tam merkezinden geçecek şekilde sabitlenmesini sağlamaktır (Resim 13b).



a



b

Resim 13. a) MTS 858 Mini Bionix II universal test cihazı b) PVC borulara polyester macun ile gömülen sentetik kemiklerin, gömme matik kullanılarak, femur proksimali anatomik aksına dik olacak şekilde dondurulması

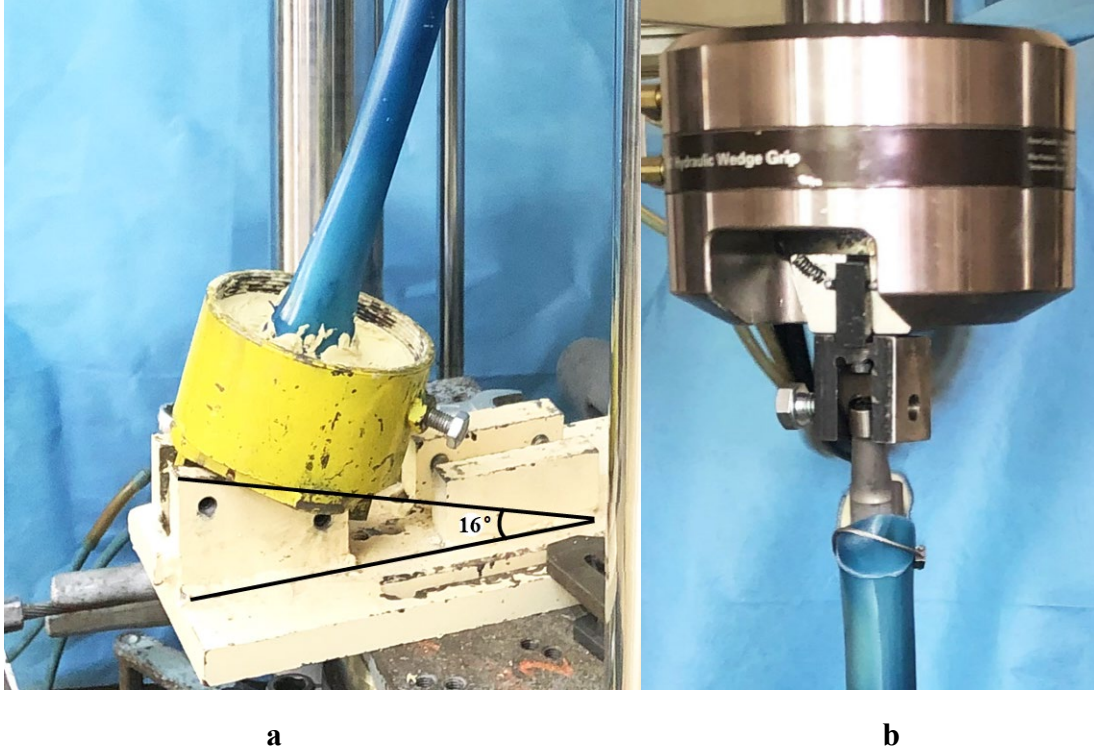
Biyomekanik testler üç aşamada gerçekleştirilmiştir. İlk aşamada torsiyonel yüklenme testi, ikinci aşamada aksiyel yüklenme testi uygulanmış ve son aşamada modeller yetersizlik yüklenmesine uğratılmıştır.

3.3.1. Siklik rotasyonel yüklenme testi

Grup I, II ve III' teki tüm modellere önce siklik rotasyon yüklenme testi uygulandı. Cihazın yük hücresinin (axial-torsional load transducer 25000 N / 250 Nm) üzerine, yürümenin tek bacak basma (single-leg stance) fazını taklit edecek, modelleri 16° valgusta tespit edecek şekilde eğimi ayarlanabilir bir mengene monte edildi (236). Numunelerin cihazın test alanına yerleştirilebilmesi için mengene üzerine 1 adet çelik tutucu ve femur modelleri bu tutucu içerisine distal kısımlarından sabitlendi (Resim 14a).

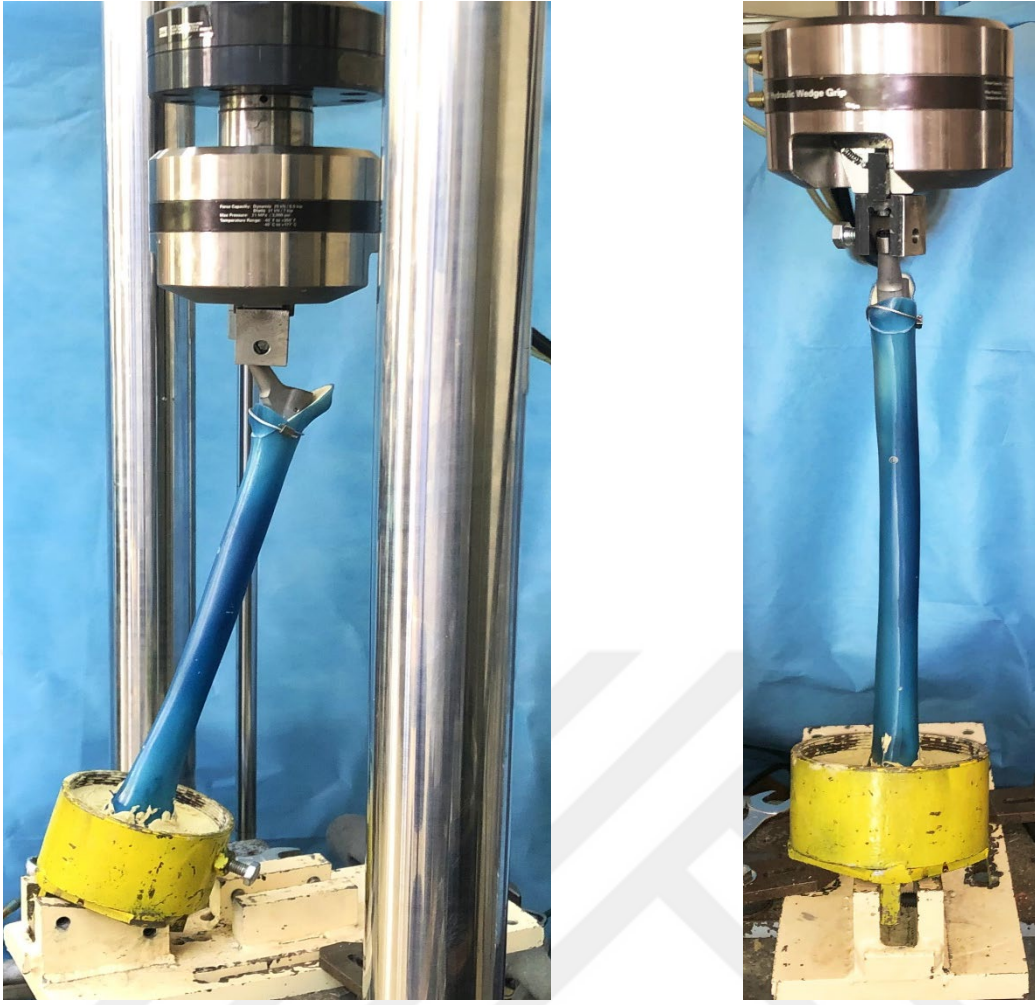
Günlük aktiviteler esnasında rotasyon momentleri femoral komponente baş ve boyun üzerinden aktarılır. Deneylerde femoral stem, boyun uzunlukları, yükseklikleri, ofsetleri ve açıları aynı olduğundan modellere uygulanan moment miktarı da eşittir. Sentetik femurlar test

cihazının üst çenesine sıkıştırıldı Kafa ve dönme açıları ise deplasman (MTS LVDT TRANSDUCER-359/LVDT, Displacement, Serial Number:10188729) ve açı transdüseri (MTS ADT TRANSDUCER-359/ADT, Torsional Angle, Serial Number: C11382) yardımıyla ölçüldü (Resim 14b).



Resim 14. a) Modelleri test cihazının alt ucuna tespit etmek için hazırlanan 16° valgusta plaka **b)** Modelin kuvvet uygulanacak olan üst ucunun, femoral stemin boyun “taper” kısmından test cihazının üst çenesine tespit edilmesi

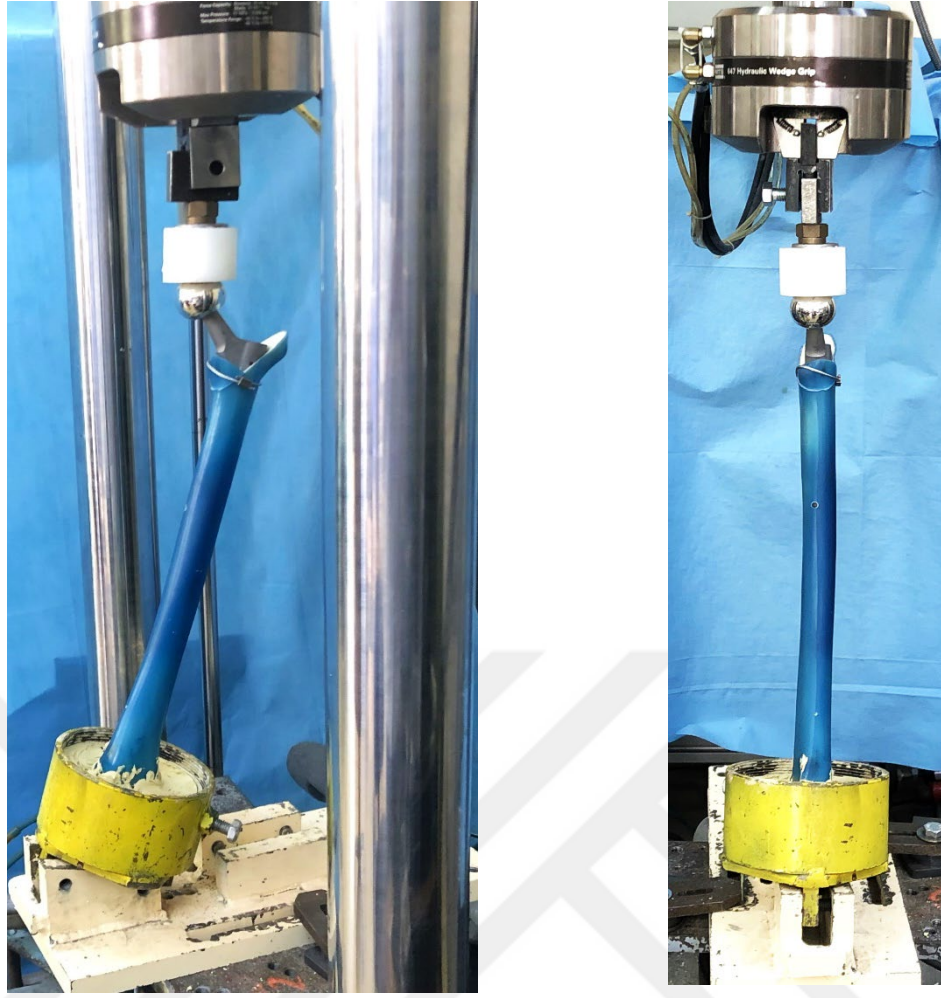
Toplamda 15 adet femur modeli test cihazına rastgele bağlanarak biyomekanik testlere tabi tutuldu. Öncelikle sistemde deney düzeneğindeki sabitleme kaynaklı boşlukların alınması ve sistemin stabil çalıştığı aralığı rahat gözlemleyebilmek için başlangıçta 15 tekrar olacak şekilde 3 Hz frekans ile, 0,5 Nm ila 10 Nm arasında burulma momenti uygulandı (236, 237). Ardından 10.000 tekrar boyunca bu burulma momenti sisteme uygulanırken, her 1000 tekrarda bir 3,5 derece/dk hız ile sistemin burulma sertliği (stiffness) hesaplandı (Resim 15).



Resim 15. Rotasyon testi yapılırken test cihazı içindeki görünümüleri

3.3.2. Siklik aksiyel yüklenme testi

Rotasyon yüklenmeleri sonrası grup I, II ve III' teki tüm modellere siklik aksiyel yüklenme testi uygulandı. Aksiyel yüklenmede de yine femur başına gelen bileşke kuvvetin yönünün yürümenin tek bacak basma (single-leg stance) fazını taklit edecek şekilde 16° valgusta olması sağlandı. Femoral stemlere 36mm +0 CoCr baş (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) yerleştirilerek, başa karşılık gelecek asetabuler liner benzeri polietilen bir yuvadan kuvvetin femoral steme aktarılması sağlandı (236) (Resim 16).



Resim 16. 36 mm +0 CoCr baş ile aksiyel yüklenme testinin test cihazı içindeki görünümü

Cihaza yerleştirilip rotasyonel sertliği hesaplanan her bir model için, cihazın üst çenesi değiştirilerek, bir sonraki aşama olan aksiyel yüklenme testlerine geçildi. Sistemdeki boşlukların alınması adına 15 tekrar olacak şekilde 3 Hz frekans ile 15 N ile 350 N arasında aksiyel yüklenme uygulandı (238). Bu yüklenmeden hemen sonra sistem 10.000 tekrar boyunca aksiyel olarak yüklenirken yine her 1.000 tekrarda bir 15 mm/dk hız ile aksiyel sertlik testi yapıldı.

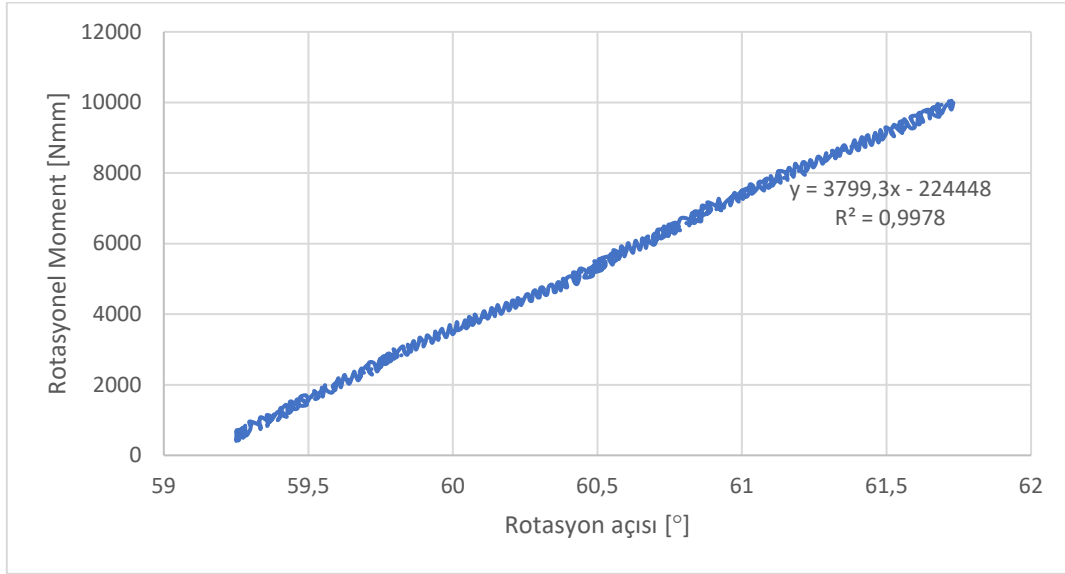
3.3.3. Aksiyel yetersizlik yüklenme testi

Son olarak sistemdeki yükler sıfırlanarak yetersizlik yüklenmesi (failure load) aşamasına geçildi. 15 mm/dk hız ile sistem statik olarak aksiyel yüklendi ve yetersizlik ya da hasar oluşana kadar test sürdürüldü. Deney sonlandırma kriteri (failure mode) olarak implantların yetmezliğe gitmesi, femur modelinde defekt ya da implantın çevresinde plastik deformasyon, modelin herhangi bir yerinde gelişen kırık veya çatlak belirlenmiştir.

Testler sırasında elde edilen aksiyel ve rotasyonel sertlik (stiffness) değerleri ve modellerde yetmezliğe neden olan kuvvet değerleri (failure load) MS Office Excel 2016 yazılımı kullanılarak hesaplandı.

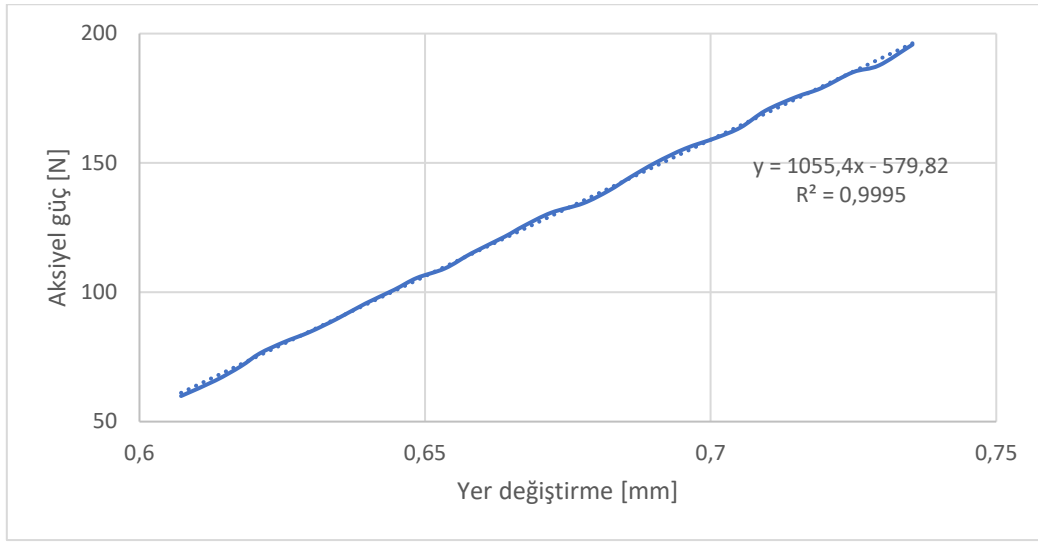
3.4. Verilerin Toplanması

Rotasyonel testlerde sertlik değerleri MTS cihazının kaydettiği tork- açılanma eğrisinin eğiminden direkt olarak hesaplandı (Grafik 2).

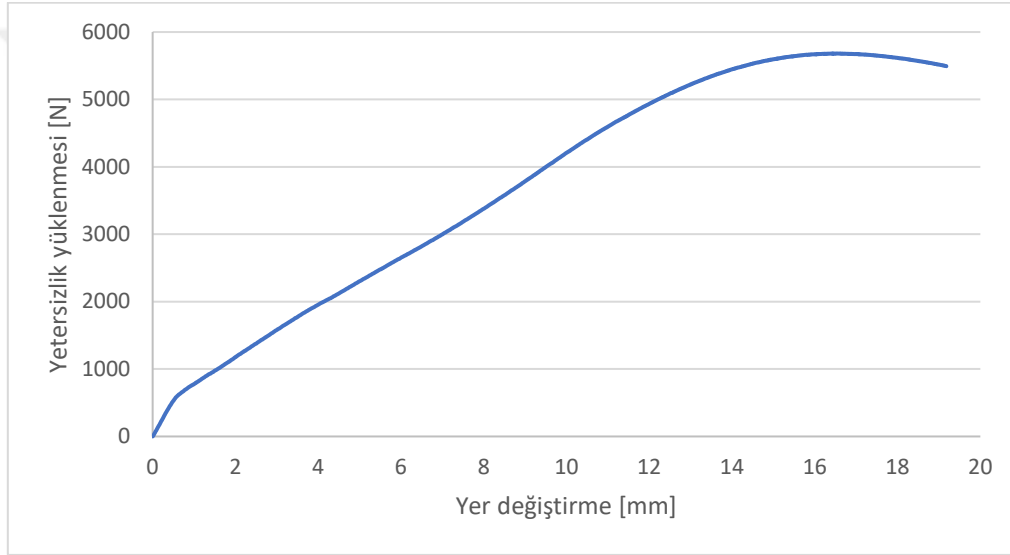


Grafik 2. Rotasyonel yüklenme eğrisi

Aksiyel yüklenme testlerinde elde edilen sertlik değerleri MTS cihazının kaydettiği yük-deplasman eğrisinin eğiminden direkt olarak hesaplandı (Grafik 3). Modellerde yetmezliğe neden olan en yüksek kuvvet değeri MTS cihazından elde edilerek kaydedildi. (Grafik 4). Aksiyel yüklenme deneyinde yük-deplasman eğrisinde ani düşüş veya modellerde oluşan yeni bir kırık “yetmezlik” olarak ve bu andaki yük değeri “yetmezlik yükü=failure load” olarak tanımlandı.



Grafik 3. Aksiyel yüklenme eğrisi



Grafik 4. Yük-deplasman eğrisi

3.5. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics for Windows version 21.0 (IBM Corp Armonk, NY, ABD) programından faydalanıldı. Verilerin normal dağılımına Shapiro Wilk testi ile bakıldı. Üç ve daha fazla grup için normal dağılmayanlarda Kruskal Wallis testi uygulandı. İkili karşılaştırmalar için Post-hoc testlerden Bonferroni testi yapıldı. Tanımlayıcı istatistik olarak ortalama \pm standart sapma, medyan (Q1-Q3) değerleri verilmiştir. $P < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

%95 güven düzeyi ve %80 güç (120 birimlik ortalama fark, 50 birimlik standart sapma) ile bakıldığında her grup için 4 adet sentetik femur modeli gerekmektedir (239).

4. BULGULAR

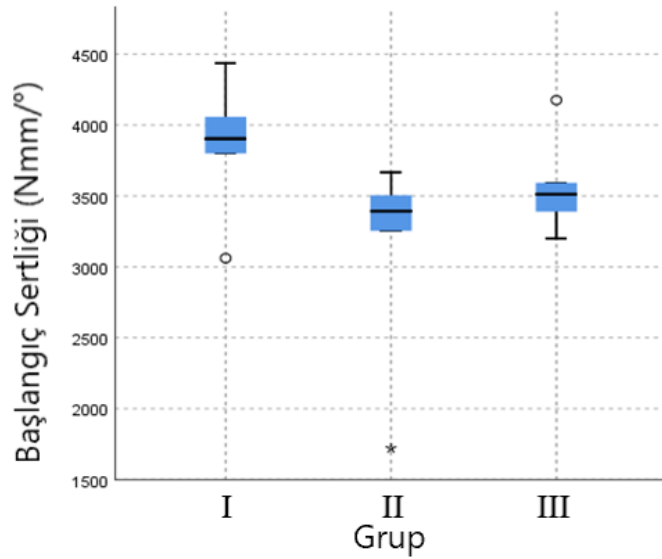
Yapılan tüm testler sonrası toplu istatistik sonuçları tablo 5'te gösterilmiştir.

GRUP		failreload	RS 1k	RS 10k	RS ort	AS 1K	AS 10K	AS ort
I	Ortalama	5542	3852	4027	3997	945	992	973
	Standart sapma	333	504	525	459	88	80	87
	25(Q1)	5229	3430	3699	3706	864	927	900
	50(medyan)	5537	3903	3818	3823	930	956	942
	75(Q3)	5857	4247	4460	4376	1034	1074	1061
II	Ortalama	4074	3108	3286	3244	743	767	759
	Standart sapma	157	790	444	564	67	68	65
	25(Q1)	3938	2487	2964	2829	682	701	697
	50(medyan)	4101	3392	3408	3402	739	775	763
	75(Q3)	4195	3586	3547	3581	807	830	819
III	Ortalama	5044	3574	3516	3540	960	968	964
	Standart sapma	706	367	356	360	90	99	91
	25(Q1)	4432	3295	3246	3262	902	910	908
	50(medyan)	4851	3512	3476	3494	930	919	924
	75(Q3)	5752	3884	3806	3840	1033	1050	1040
	p	0,007	0,208	0,031	0,035	0,009	0,009	0,009
	İkili kıyaslamalar (p)	IvsII(0,002); IvsIII(0,024)	NS	IvsII(0,009)	IvsII(0,011)	IvsII(0,011) IvsIII(0,006)	IvsII(0,011) IvsIII(0,006)	IvsII(0,011) IvsIII(0,006)

Tablo 5. Toplu istatistik sonuçları (failreload: yetersizlik yüklenmesi, RS: rotasyonel sertlik, AS: aksiyel sertlik, ort: ortalama, 1k=1000 siklus, NS: istatistiksel olarak anlamsız)

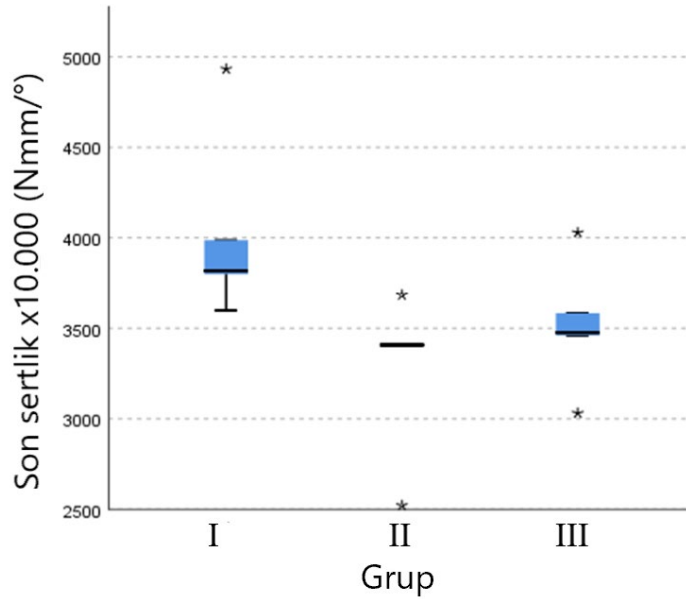
4.1. Rotasyonel Testlerin Sonuçları

Modellerin siklik rotasyon ile başlangıçta (ilk 1000 siklus) gösterdikleri sertlik (stiffness) medyanları (Q1-Q3), grup I'de 3903 (3430–4247) Nmm/°, grup II'de 3392 (2487–3586) Nmm/°, grup III'te 3512 (3295–3884) Nmm/° olarak bulundu (Grafik 5). Gruplar arasında ilk 1000 siklus başlangıç sertlikleri arasında anlamlı bir fark bulunmadı (p= 0,208).



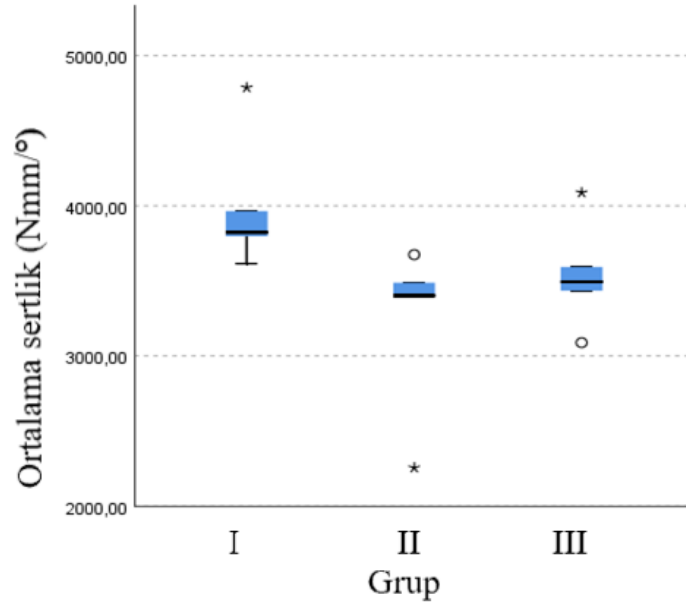
Grafik 5. Grupların rotasyonel başlangıç testlerinin (x1000 siklus) karşılaştırılması (°, *: uç değerleri göstermektedir)

Modellerin siklik rotasyon testinde gösterdikleri son sertlik (10.000 siklus) medyanları (Q1-Q3), grup I'de 3817 (3699–4459) Nmm/°, grup II'de 3408 (2963–3546) Nmm/°, grup III'te 3476 (3246-3806) Nmm/° olarak bulundu (Grafik 6). Gruplar arasında son sertlikleri (10.000 siklus) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,031$). Yapılan ikili kıyaslamalarda, grup I grup II'ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,09$). Grup I ile grup III arasında ($p=0,104$) ve grup II ile grup III arasında ($p=0,322$) anlamlı bir fark bulunamamıştır.



Grafik 6. Grupların rotasyonel son sertliklerinin karşılaştırılması (*: uç değerleri göstermektedir)

Modellerin siklik rotasyon testinde gösterdikleri toplam ortalama sertlik medyanları (Q1-Q3), grup I'de 3823 (3706-4376) Nmm/°, grup II'de 3402 (2829-3581) Nmm/°, grup III'te 3494 (3262-3840) Nmm/° olarak bulundu (Grafik 7). Gruplar arasında ortalama sertlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ($p=0,035$). Yapılan ikili kıyaslamalarda grup I, grup II'ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,011$). Grup I ile grup III arasında ($p=0,09$) ve grup II ile grup III arasında ise ($p=0,396$) anlamlı bir fark bulunamamıştır.

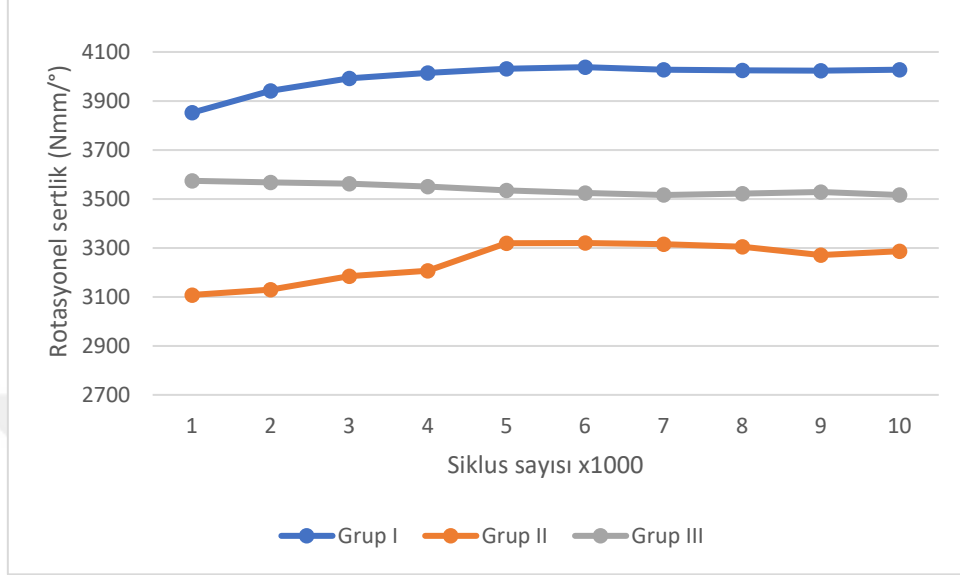


Grafik 7. Grupların rotasyonel ortalama sertliklerinin karşılaştırılması (°, *: uç değerleri göstermektedir)

Grup	Model	RS*1k (N/°)	RS*2k (N/°)	RS*3k (N/°)	RS*4k (N/°)	RS*5k (N/°)	RS*6k (N/°)	RS*7k (N/°)	RS*8k (N/°)	RS*9k (N/°)	RS*10k (N/°)
I	1	3061,3	3355,9	3520,0	3622,6	3694,1	3736,5	3751,2	3796,5	3787,6	3817,7
I	2	4436,2	4592,3	4680,5	4733,3	4776,5	4913,0	4922,9	4931,7	4948,5	4932,7
I	3	3799,3	3803,7	3804,7	3794,6	3803,8	3798,0	3796,6	3790,2	3792,0	3799,3
I	4	4058,4	4009,7	3994,8	3951,5	3914,9	3759,0	3678,6	3644,2	3617,7	3599,2
I	5	3903,0	3950,0	3962,0	3971,0	3964,0	3982,0	3988,0	3963,0	3976,0	3987,0
II	1	3254,0	3333,9	3372,7	3406,4	3445,0	3474,6	3463,7	3441,4	3415,5	3408,2
II	2	3505,3	3520,4	3526,2	3528,0	3519,7	3497,9	3482,5	3457,8	3433,6	3406,1
II	3	1720,3	1726,3	1946,5	2029,4	2552,4	2549,0	2548,3	2541,8	2427,1	2521,2
II	4	3666,4	3670,5	3671,4	3671,3	3673,2	3675,9	3678,9	3678,0	3676,9	3684,3
II	5	3392,3	3401,2	3401,1	3397,6	3402,9	3402,5	3399,4	3405,1	3404,0	3408,8
III	1	3389,5	3387,8	3414,2	3420,4	3422,0	3450,7	3444,6	3464,4	3491,0	3460,5
III	2	3592,7	3659,4	3639,3	3603,7	3563,7	3551,0	3566,3	3576,4	3594,6	3583,3
III	3	4175,9	4127,7	4127,3	4127,5	4127,1	4060,2	4035,0	4033,9	4032,5	4028,3
III	4	3200,4	3158,1	3123,9	3093,9	3067,9	3064,8	3051,9	3049,6	3044,5	3031,2
III	5	3512,0	3501,0	3507,0	3508,0	3493,0	3491,0	3482,0	3488,0	3480,0	3476,0

Tablo 6. Rotasyonel sertlik testinin toplu sonuçları (RS: rotasyonel sertlik, 1k=1000 siklus)

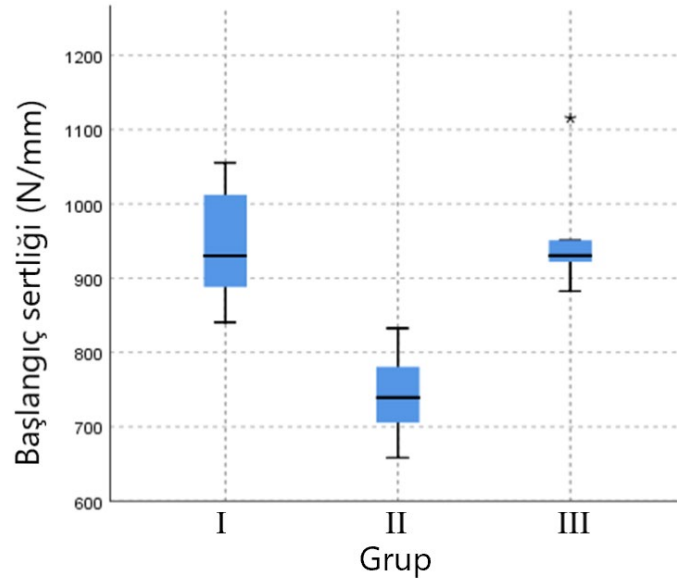
Son olarak her biri 1000 tekrardan toplamda 10 siklus için ayrı ayrı her üç grubun karşılaştırıldığı, ortalama rotasyonel sertlik değerlerinin grafiği aşağıda gösterilmiştir (Grafik 8).



Grafik 8. Ortalama rotasyonel sertlik değerlerinin üç grup için karşılaştırmalı grafiği

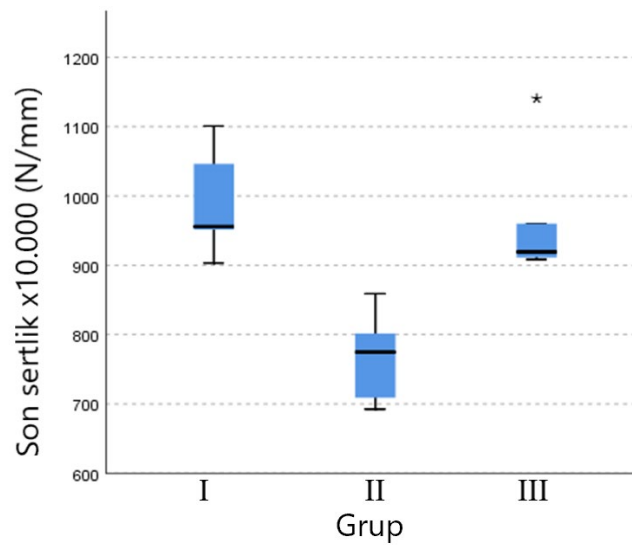
4.2. Aksiyel Yüklenme Testlerinin Sonuçları

Modellerin siklik aksiyel yüklenme ile başlangıçta (ilk 1000 siklus) gösterdikleri sertlik (stiffness) medyanları (Q1-Q3), grup I’de 930 (864–1034) N/mm, grup II’de 739 (682–807) N/mm, grup III’te 930 (902–1033) N/mm olarak bulundu (Grafik 9). Gruplar arasında ortalama başlangıç sertlikleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya çıkmıştır. ($p=0.009$). Yapılan ikili kıyaslamalarda, grup I ile grup II arasında, grup I grup II’ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,011$). Grup II ile grup III arasında, grup III, grup II’ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,006$). Grup I ile grup III arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir sonuca ulaşılamadı ($p=0,832$).



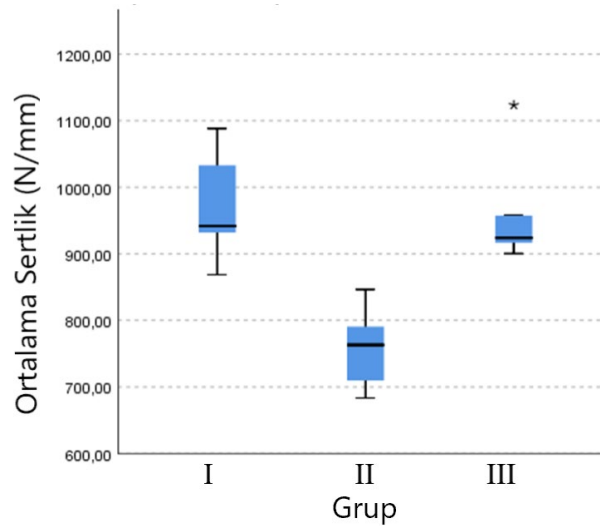
Grafik 9. Grupların aksiyel yüklenme başlangıç sertliklerinin karşılaştırılması (*: uç değeri göstermektedir)

Modellerin siklik aksiyel yüklenme ile son sertlik (10.000 siklus sonrası) medyanları (Q1-Q3), grup I’de 956 (927–1074) N/mm, grup II’de 775 (701–830) N/mm, grup III’te 919 (910–1050) N/mm olarak bulundu (Grafik 10). Gruplar arasında ortalama son sertlikleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya çıkmıştır ($p=0,009$). Yapılan ikili kıyaslamalarda, grup I ile II arasında, grup I, grup II’ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,011$). Grup II ile grup III arasında, grup III, grup II’ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,006$). Grup I ile grup III arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir sonuca ulaşılamadı ($p=0,832$).



Grafik 10. Grupların aksiyel yüklenme son sertliklerinin karşılaştırılması (*: uç değeri göstermektedir)

Modellerin siklik aksiyel yüklenme ile toplam ortalama sertlik medyanları (Q1-Q3), grup I’de 942 (900–1061) N/mm, grup II’de 763 (697–819) N/mm, grup III’te 924 (908–1040) N/mm olarak bulundu (Grafik 11). Gruplar arasında ortalama son sertlikleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark ortaya çıkmıştır ($p=0,009$). Yapılan ikili kıyaslamalarda, grup I, grup II’ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,011$). Grup II ile III arasında, grup III, grup II’ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,006$). Grup I ile III arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir sonuca ulaşamadı ($p=0,832$).

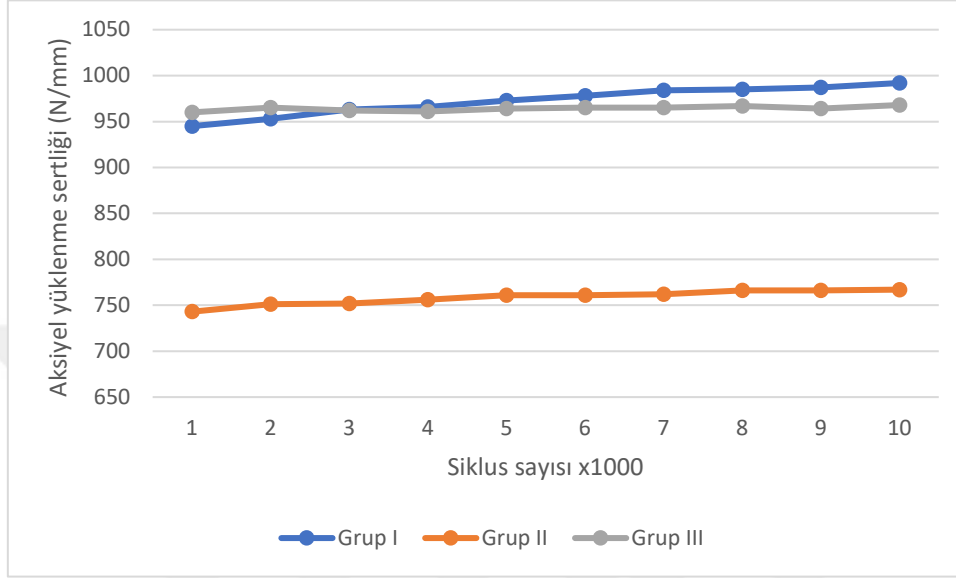


Grafik 11. Grupların aksiyel yüklenme ortalama sertliklerinin karşılaştırılması (*: uç değeri göstermektedir)

Grup	Model	AS*1k (N/mm)	AS*2k (N/mm)	AS*3k (N/mm)	AS*4k (N/mm)	AS*5k (N/mm)	AS*6k (N/mm)	AS*7k (N/mm)	AS*8k (N/mm)	AS*9k (N/mm)	AS*10k (N/mm)
I	1	840,7	831,7	857,0	842,3	861,8	876,1	889,4	892,5	891,8	903,1
I	2	1012,2	1023,7	1019,6	1031,4	1029,6	1038,9	1040,1	1041,7	1046,2	1046,2
I	3	1055,4	1077,1	1084,2	1093,5	1093,6	1091,8	1092,4	1096,6	1097,0	1100,8
I	4	888,2	897,8	919,0	926,1	939,4	947,2	954,2	945,2	950,3	951,6
I	5	930,0	934,0	936,0	937,0	943,0	938,0	945,0	947,0	952,0	956,0
II	1	739,2	751,7	757,2	768,9	764,2	759,7	767,5	772,1	775,8	774,7
II	2	780,7	787,3	782,0	785,7	785,2	792,1	789,5	801,5	800,2	801,6
II	3	705,6	708,0	709,0	711,0	712,0	710,0	711,0	710,0	712,0	709,0
II	4	832,6	843,3	840,7	843,0	851,7	844,8	848,3	848,9	852,2	859,1
II	5	658,3	667,2	671,4	673,3	692,8	697,1	694,8	695,4	691,0	692,3
III	1	922,0	935,6	927,1	934,2	932,0	927,6	922,1	914,0	916,3	908,4
III	2	930,3	926,7	914,2	905,7	915,3	911,7	914,0	914,6	914,2	919,3
III	3	1115,3	1116,3	1112,4	1116,1	1118,2	1121,8	1125,3	1137,6	1131,7	1140,5
III	4	882,4	895,1	900,2	897,3	898,2	904,5	905,2	907,4	900,5	911,2
III	5	951,0	953,0	956,0	953,0	958,0	960,0	961,0	963,0	959,0	960,0

Tablo 7. Aksiyel yüklenme testinin toplu sonuçları (AS: aksiyel sertlik, 1k=1000 siklus)

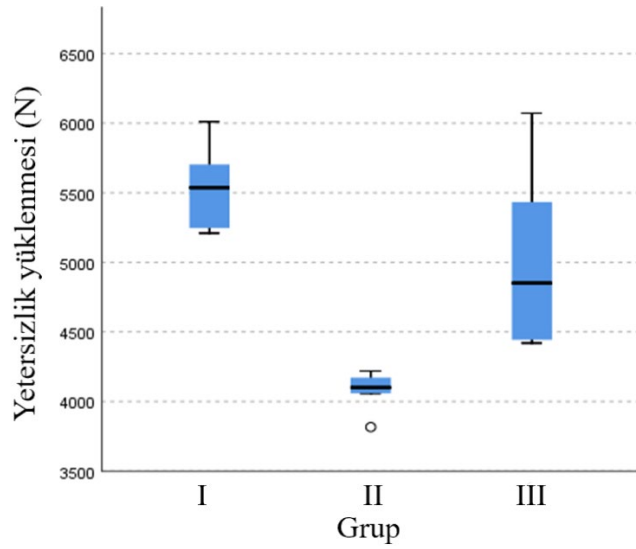
Her biri 1000 tekrarlı toplamda 10 siklusun ayrı ayrı her üç grup açısından karşılaştırıldığı ortalama aksiyel yüklenme sertlik değerlerinin toplu grafiği aşağıda gösterilmiştir (Grafik 12).



Grafik 12. Ortalama aksiyel yüklenme sertlik değerlerinin üç grup için karşılaştırmalı grafiği

4.3. Yetersizlik Yüklenme Testi Sonuçları

Modellerin aksiyel yüklenme sonrası ortalama aksiyel yetersizlik yüklenmesi (failure load) medyanları (Q1-Q3) grup I'de 5537 (5229 – 5857) N, grup II'de 4101 (3938 – 4195) N, grup III'te 4851 (4432 – 5752) N olarak bulundu (Grafik 13). Gruplar arasında ortalama yetersizlik yüklenmesi açısından anlamlı fark ortaya çıkmıştır ($p=0,007$). Yapılan ikili kıyaslamalarda, Grup I ile II arasında grup I, grup II'ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,002$). Grup II ile III arasında grup III, grup II'ye göre anlamlı derecede daha iyi sonuç vermiştir ($p=0,024$). Grup I ile grup III arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı bir sonuca ulaşılamadı ($p=0,437$).



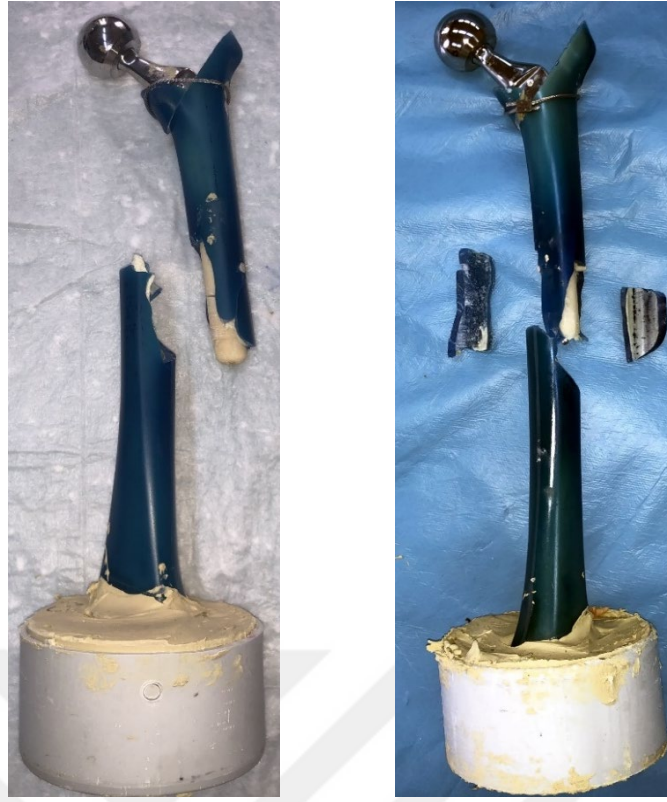
Grafik 13. Grupların aksiyel yetersizlik yüklenme testi karşılaştırılması

Model	Grup I	Grup II	Grup III
1	5246,6	4100,9	6071,7
2	6010,4	4171	4420,6
3	5703,4	4219,6	4442,9
4	5210,5	4059,9	5432,4
5	5537	3816,1	4851

Tablo 8. Yetersizlik yüklenmesi testi toplu sonuçları (N)

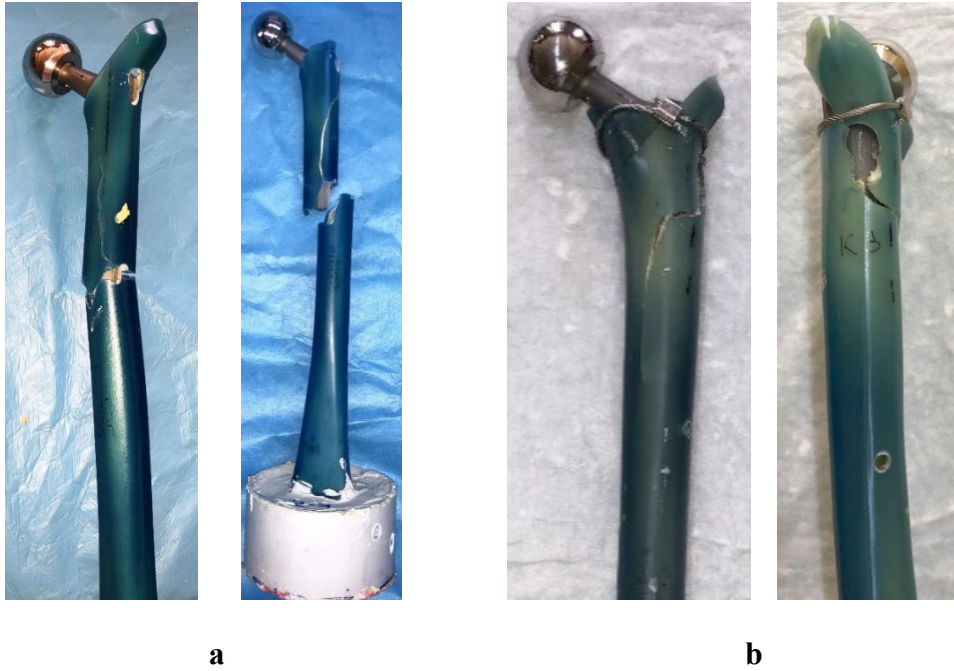
Testler sırasında rotasyon ve aksiyel yüklenmeler görsel olarak da takip edildi. Siklik rotasyonel yüklenmeler sırasında hiçbir modelde yetersizlik görülmedi. Her model siklik aksiyel yüklenmeye ve sonrasında da yetersizlik yüklenmesine tabi tutuldu.

Grup I'de ki tüm modellerin yetersizliği, sementli protezin alt ucunun daha proksimalinden medialde başlayıp, distalde laterale ve protezin alt ucuna uzanan oblik kırık hattı şeklinde gerçekleşmiştir. Kırık hattı boyunca vida deliğini içermemektedir (Resim 17). Hiçbir modelde protez stabilitesi etkilenmemiştir.



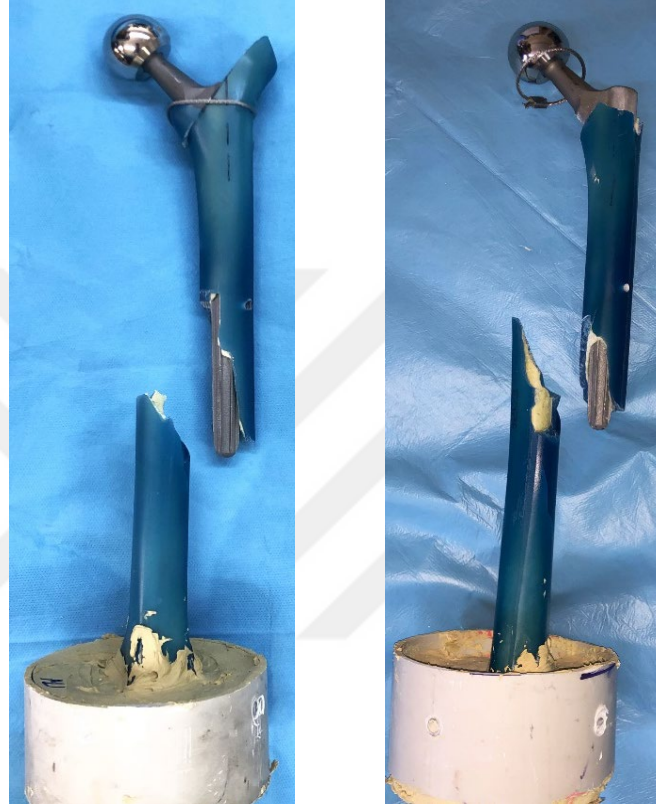
Resim 17. Grup I için iki farklı modelin yetersizlik yüklenmesi testi sonrası kırık hatları

Grup II'deki modellerin yetersizlik yüklenmesinde, dört modelin (K1, K2, K4, K5) kırık hatları distal vida deliğinden başlarken (Resim 18a) sadece bir model (K3) ise proksimalde lag vida deliği girişinden başlayarak distale doğru yetersizliğe uğramıştır (Resim 18b).



Resim 18. a) Grup II'de yer alan dört modelin distal kilitleme vida deliği ile ilişkili kırık hattı
b) Grup II, 3. modelin (K3) lag vidası deliğinden distale uzayan kırık hattı

Grup III'teki modellerin yetersizlik yüklenmesinde grup I'e benzer şekilde olup medialde protezin daha proksimalinden başlayıp, distalde laterale ve protezin distal ucuna uzanan oblik kırık şeklinde gerçekleşmiştir. Kırığın başlangıcı veya bitişinde vida delikleriyle ilişkisi bulunmamaktadır (Resim 19).



Resim 19. Grup III için iki farklı modelin yetersizlik yüklenme testi sonrası kırık hatları

5. TARTIŞMA

Proksimal femur kırıkları özellikle yaşlı hastalarda sık görülen kırıklardır (240). Açık veya kapalı redüksiyonla internal tespit bu kırıkların tedavisinde en sık kullanılan yöntemdir (241, 242). PKÇ'ler bu tür kırıkların tedavisinde iyi ve mükemmel sonuçlar verir ve başarısızlık oranları literatürde %7 ila %13 arasında değişmektedir (243-245). İTK'larda en sık görülen tespit başarısızlığı lag vidasının femur başından sıyrılmasıdır (246-250). Başarısız tedavi sonrası kurtarma cerrahisi olarak artroplasti (TKA veya HA) ve revizyon internal tespit cerrahisi olmak üzere temelde iki seçenek bulunmaktadır. Asetabular kırıkta meydana gelen hasar, yapılacak olan artroplastide asetabular replasmanın gerekliliğini belirler ve bu tür başarısız internal fiksasyonun tedavisi genellikle TKA'dır. Primer bir TKA'ya göre internal fiksasyon başarısızlığı sonrası yapılan TKA teknik olarak daha zordur ve komplikasyonlara açıktır. Önceki implantın çıkarılmasındaki güçlük, adezyonlar ve skar dokusu nedeniyle cerrahi diseksiyonun zorluğu, proksimal femurdaki anatomik değişiklikler, önceden var olan osteoporoz ve üzerine eklenen immobilizasyon nedeniyle daha da bozulmuş kemik kalitesi olmak üzere birçok problemle karşı karşıya kalırlar (26, 161, 228, 251). Ayrıca, çıkartılan implantın vida deliklerinin stres yükseltici etkisi nedeniyle protez implantasyonu esnasında veya sonrasında kırılma riskini arttıran başka bir faktör olduğu da gösterilmiştir (252). Çıkarılan çivi ve vidaların etrafındaki sert sklerotik endosteal kemik, stemin yerleştirilmesi sırasında femurun kırılmasına neden olabilir ve kurtarıcı cerrahi TKA'larda intraoperatif femur kırığı riski %32'ye kadar değiştiği tespit edilmiştir (14, 253, 254).

Aksiyel ve torsiyonel yüklenmede hem başlangıçta (erken postop süreci taklit eder) hem de siklik yüklenmeler sonrası (geç postop dönemi taklit eder) çimentosuz kısa stemin, vida deliklerini geçen çimentosuz uzun ve çimentolu uzun steme göre rekonstrüksiyonun sertliği açısından daha dezavantajlı olduğu ve buna ek olarak, kısa stem grubunun, çimentosuz ve çimentolu uzun stem grubuna göre daha düşük bir kuvvet ile yetmezliğe uğradığı görüldü. Vida deliğini iki korteks geçen, çimentolu ve çimentosuz rekonstrüksiyonlarda, yukarıdaki parametreler açısından anlamlı bir fark bulunmamış olması, osteoporotik başarısız İTK internal fiksasyon tedavisi sonrası yapılan artroplastide protezin tespit yönteminin değil, stres yaratan vida deliğini "by-pass" etmesinin biyomekanik açıdan daha dayanıklı bir rekonstrüksiyon sağladığını göstermektedir. Özetle bu çalışmanın en önemli bulgusu, literatürde fikir birliği ve yeterli verisi olmayan ancak pek çok klinisyenin uygulamalarında olduğu gibi PKÇ sonrası femoral stem tercihi yaparken distal vida deliğini iki korteks kadar distale geçecek uzunlukta femoral stem seçiminin, periprostetik kırık riskini azaltacağına biyomekanik olarak

osteoporotik test modellerinde gösterilmiş olmasıdır. İkinci önemli bulgusu ise literatürde fikir birliği oluşmamış ve zıt yönlerde sonuçlar bildirilmiş olan femoral stem tespit seçeneği ve periprostetik kırık ilişkisi ile ilgilidir (14). Osteoporotik hastalarda çimentosuz femoral stem tespitinin periprostetik kırık riskini arttırdığı yönünde pek çok çalışma olduğu gibi, bu hasta grubunda çimentosuz femoral stem tespiti ile de başarılı sonuçlar elde edilebildiğini gösteren çalışmalar mevcuttur (255). Elimizdeki biyomekanik çalışmanın verileri de bu tür femurlarda periprostetik kırık riskinin tespit seçeneğinden etkilenmediği ancak femoral stem uzunluğunun kırık riski üzerinde etkili olduğunu göstermiştir.

Literatür düşük vaka sayılı, homojen olmayan gruplar içeren, birbirinden farklı sonuçlar ve öneriler veren kısıtlı klinik çalışmalar içermektedir. Bu konuda biyomekanik bir çalışma yoktur. Çalışmanın pek çok olumlu yönü vardır: 1. In vitro ortamda yapıldığından karşılaştırmalar homojen gruplar üzerinde yapılmıştır. Böylece gerçek hastalar arasındaki farklı biyolojik ve mekanik özelliklerin oluşturacağı farklılıklar ortadan kaldırılmıştır. 2. Tüm gruplarda birbiri ile biyomekanik olarak eş test materyalleri kullanılmıştır. 3. Tüm modeller aynı dansitede, yaşlı hastaların kemik kalitesini simüle edecek şekilde osteoporotik kemik özelliğindedir. 4. Tüm femurlarda birbiri ile eş tespit materyali kullanılarak eş intertrokanterik kırık tespit modeli oluşturulmuştur. 5. Gruplarda oluşturulan femoral protez rekonstrüksiyonları, grup içlerinde yüksek benzerlikte ve standarttır, aynı boyutta implantlar kullanılmıştır. 6. Tüm grupların aynı test düzeneği ile karşılaştırılmış olmasının avantajı ile hastalar arasında farklılıkların olabileceği yumuşak doku etkisinden kaçınılmıştır. 7. Kısa ve uzun çimentosuz gruplar için stem farklılıklarından kaynaklı hataları en aza indirmek amacıyla aynı dizaynda femoral implantlar kullanılmıştır. Böylece grupların daha karşılaştırılabilir olması ve aynı zamanda sonuçların kliniğe uyarlanabilirliği çalışmanın olumlu yanlarıdır.

Literatürde yapılan çalışmalara bakıldığında tek bacak duruşu ve femurun yer ile yaptığı açı açısından görüş birliği yoktur. Bir yürüme siklüsünde femura binen yükler incelendiğinde bu açının 12°- 25° gibi geniş bir aralıkta olduğu görülmektedir (236, 237, 256-258). Biz de literatürde femur modelleri üzerinden yapılan çalışmaları referans alıp neredeyse ortalamaları olan 16° valgus yüklemesi uygulanmıştır.

M.L. Bouxsein ve ark. tarafından yapılan ortalama yaşı 76 olan kadavra kemikleri üzerindeki biyomekanik çalışmasında, femurda kırık oluşabilmesi için gereken kuvveti 3680 ± 1540 N olarak ölçmüşlerdir (259). Diğer bir çalışma A.C. Courtney ve ark. tarafından ortalama yaşı 74 olan kadavra kemikleri üzerindeki yapılmış olup femur yetersizlik yüklenmesi değerini 3440 ± 1330 N olarak belirlemişlerdir (260). Cheng ve ark.ları ise ortalama yaşı 71 olan femur

kadavra kemikleri üzerinde çalışmışlar ve ortalama femur yetersizlik yüklenmesini 3140 N olarak bulmuşlardır (261). Ortalama 70 kg ağırlığında bir hasta için hızlı yürümede vücut ağırlığından daha az (<700 N), yavaş yürümenin topuk temasından hemen sonra kalça eklemine vücut ağırlığının üç katı kadar, parmaklar kalkarken dört katı kadar (2800 N) yük binmektedir (74-77). Çalışmamızda grup I (5542 ± 333 N), grup II (4074 N ± 157 N) ve grup III (5044 ± 706 N) ortalama yetersizlik yüklenme testleri, yapılan çalışmalara göre elde edilen kadavra yetersizlik yüklenme testleri ve klinik olarak kalçaya binen yükler açısından bu değerlerin üzerindeydi. Gruplar arasında yetersizlik yüklenmesi sonuçları arasında fark olsa da elde edilen değerlere bakıldığında bu farkın aslında kliniğe yansımayaabileceği sonucu çıkarılmıştır.

Çimentosuz stem içeren bazı çalışmalarda ise uzun modüler stemler tercih edilmiştir (251, 254, 262-265). Bu çalışmalardan birinde Talmo ve ark.ları, intertrokanterik kırık sonrası kurtarma cerrahisi olarak 6'sı bipolar HA, 4'ü TKA uygulanan ve S-ROM modüler protez kullandıkları 10 hastalık serilerinde, çimentosuz uzun stem kullanımında per-operatif veya post-operatif kırık ile karşılaşmadıklarını bildirmişlerdir (265). Modüler gövdenin, bozulmuş proksimal femur anatomisi için bacak uzunluğu, ofset ve anteversiyon ayarlanması açısından çeşitli avantajları olmasına rağmen, modüler bileşenlerin mekanik arızaları, birbirinden ayrışması, modüler bağlantı noktalarında korozyonlar ve buna bağlı metal iyon salınımları ile ilgili endişeler vardır (266-268). SY Jin ve ark.larının yaptığı proksimal femur kırıklarının başarısız tedavisi sonrası uyguladıkları çimentosuz kalça protezlerinde, ortalama yaşı 74 olan 18 hastayı ortalama 5,2 yıl takip etmişlerdir. Wagner Cone (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) ve Wagner SL (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) stemleri kullanarak oluşturdukları iki grupta toplamda 1 hasta revizyon gerektirmiş olup bu stemlerin kurtarma cerrahisinde faydalı ve etkili sonuç verdiğini ortaya koymuşlardır (269). Yine bir başka çalışmada, Moon ve ark.ları, 3 yıl ile 13 yıl arasında takip ettikleri toplamda 96 hastalık serilerinde, İTK (37 hasta) ve femur boyun kırıkları (59 hasta) başarısız internal fiksasyon tedavisi sonrası yapılan çimentosuz uzun stemli TKA'larda, İTK grubunda 27 hastada, femur boyun kırığı grubunda da 1 hastada uzun stem olarak Wagner SL (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) kullanmışlardır ve hiçbirinde ameliyat sırası veya sonrasında periprostetik kırığa rastlanmamıştır (255). Literatürde revizyon veya proksimal femur kırıklarının kurtarıcı cerrahilerinde Wagner tipi protezlerin güvenilir olduğunu gösteren çalışmalara (255, 269-272) paralel olarak çalışmamızda bu stemleri tercih ettik. Yine çalışmamızda biyomekanik olarak Wagner SL (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) ve Wagner Cone (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) grubu arasında siklik rotasyonel yüklenme (p=0,208) haricinde, aksiyel (p=0,006) ve yetersizlik

yüklenme ($p=0,024$) testlerinde anlamlı fark olmasına rağmen bu farkın kliniğe yansımadağı literatürde gösterilmiştir (269).

Çimentolu olarak 20 hastada Vrsys Heritage (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) stem kulanılan Archibeck ve ark.larının yaptığı 102 hastalık serilerinde, başarısız internal fiksasyon sonrası yapılan TKA'ları en az 2 yıl ortalama 3.2 yıl takip etmişleridir. Bu hastaların 39'u İTK sonrası, 63'ü ise femur boyun kırığı başarısız tedavisi sonrası uygulanmış olan TKA'lardır. 12 hastada (%11,8) erken komplikasyonlar ortaya çıkmıştır. Bunlar, 5 hastada (%4,9) ameliyat sonrası çıkık, tamamı primer kırığı İTK olan hastalardan oluşan 4 periprostetik kırık (%3,9), 2 hematoma (%2) ve 1 (%1) enfeksiyondur. İTK sonrası oluşan periprostetik kırık hastalarından 3'ü DKV sonrası 1'i ise PFN sonrası yapılan TKA'lardan olup bunlardan 3'ü çimentosuz stem, 1'i ise uzun çimentolu revizyon stem grubunda gerçekleşmiştir. Vrsys Heritage (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) stem ile tedavi edilen 20 hastada herhangi bir komplikasyonla karşılaşılmaştır (14). Literatürde çalışmamızda kullandığımız çimentolu Vrsys Heritage (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) stem, kurtarma cerrahilerinde tercih edilen bir stemdir. Yaptığımız biyomekanik çalışmada aksiyel, rotasyonel sertlik ve yetersizlik yüklenmesi test sonuçlarının medyanına göre tüm gruplar içinde en yüksek sonuçlara ulaşmıştır. Wagner Cone (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) ile karşılaştırıldığında her testte anlamlı yüksek, Wagner SL (Zimmer-Biomet, Warsaw, IN, ABD) ile karşılaştırıldığında ise tüm test değerlerinde yüksek olmasına rağmen bu yükseklik istatistiksel olarak anlamsızdır.

Kırık tespit implantlarının çıkartılması sonrası diyafizde kalan vida delikleri stres yükseltici faktör olacağı ve buna bağılı olarak femur shaftının kırılmasını önlemek için implante edilmiş çimentosuz femoral stemin distal kilitleme vida bölgesini en az iki kortikal çap kadar geçmesi gerektiğini öneren çalışmalar da mevcuttur (273, 274). Buna dayanarak çoğu cerrah en distal vida deliğinin stres yükseltici etkisini ortadan kaldırmak için uzun saplı femoral stem tercih etmiştir (229, 230, 275, 276). Tersine birkaç çalışmada ise kemik çapının %20 ile %30'unu aşmayan kortikal defektlerin rotasyonel mukavemeti azaltmasına neden olmadığı da gösterilmiştir (277-279). Lee ve ark.ları, ortalama 3 yıllık takipte intramedüller tespit başarısızlığı sonrası çimentosuz standart stem ile TKA yaptıkları 33 hastanın hiç birinde kırık veya gevşeme görülmediğini raporladılar (26, 280). Yine Enocson ve ark.ları tarafından, kurtarma cerrahisi olarak TKA (63/88) veya HA (25/88) uygulanan 88 hastada yapılan başka bir çalışmada, standart çimentosuz stemlerin (5/47) uzun gövdelere (1/41) göre kırık insidansını arttırdığı bulundu, fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi (27). Bu konuda literatürde ortak bir kanı yoktur ve hala daha stem uzunluğu tartışmalıdır. Çalışmamızda literatüre de ışık tutacak sonuçlar ortaya çıkmıştır. Distal vida deliğinin proksimalinde veya distalinde kalmak

çimentosuz uzun ve kısa stem arasında rotasyonel yüklenme testlerinde anlamlı bir fark ortaya çıkmazken, sadece aksiyel yüklenme ve yetersizlik yüklenme testlerinde anlamlı bir fark ortaya çıkmıştır.

PKÇ'nin çıkarılmasından sonra kullanılacak femoral komponentin tespit yöntemi (çimentolu veya çimentosuz) ve uzunluğu (kısa veya uzun stem) hakkında fikir birliği yoktur. Çimentolu stemlerde, çimentonun vida deliklerinden ve kırık hatlarından ekstravazasyonu; çimentonun optimal basınç değerinin altında kalmasına, kortikal kemiğin yeniden şekillenmesinde zayıflığa, daha yüksek trokanterik kaynamama oranına ve bunun sonucunda ameliyat sonrası artmış periprostetik kırık riskine yol açabilir (23, 24, 170, 281). Yuan ve ark.ları, 5 yıllık takipte ekstremiteler ve intramedüller tespit yetersizliği sonrası yapılan kalça artroplastilerinde geç periprostetik kırık riskini araştırmışlar ve kayıcı kalça çivisi yapılan hastalarda, PKÇ yapılan hastalara kıyasla daha yüksek geç periprostetik kırık riski bulmuş olmalarına karşın (%6 vs %0) istatistiksel olarak bu yükseklik anlamlı bulunmamıştır ($p=0,29$). Diğer taraftan, intraoperatif periprostetik femur kırığı açısından PKÇ grubu (%12) kayan kalça vida grubuna göre (%1) anlamlı derecede yüksek riskli bulunmuştur (282). Ayrıca, yaşlı hastalarda çimento uygulamasına bağlı kardiyovasküler olaylar olabilir (283). Zhang ve ark.ları, yayınladıkları 19 hastalık bir vaka serisinde %32 intraoperatif kırık ve %16 postoperatif çıkık dahil olmak üzere %47 genel komplikasyon oranı bildirmişler fakat çimentolu standart femoral stemlerle tedavi edilen 19 hastanın hiçbirinde post-operatif kırık görülmediğini belirtmişlerdir (284).

Çalışmamızın bazı eksik yönleri de bulunmaktadır. Birincisi bu çalışma in vitro ortamda yapılmıştır ve insan biyomekaniğini ve kalça kinematiğini tam olarak yansıtamaz. Ancak tüm gruplarda aynı test metodu uygulandığından karşılaştırılan çıktılar açısından sonuçları etkilemeyeceğini düşünüyoruz. Literatürdeki biyomekanik, karşılaştırmalı çalışmalarda da benzer düzenekler kurulmuş ve yumuşak dokunun etkisi göz ardı edilmiştir (285, 286).

Test materyali olarak insan kemiği yerine sentetik test materyali kullanılmış olması kısıtlayıcı gibi görünse de bu modeller biyomekanik özellikleri bilinen ve deneylerde kullanılan, standart test materyalleridir (287-289). In vivo deneyler ile biyomekanik karşılaştırma yapmak mümkün gözükmemektedir. Biyolojik ortamın iyileşme kapasitesinin göz ardı edilmiş olması limitasyon gibi gözükse de hem hastalar arasındaki biyolojik farklılıklar hem de biyomekanik sıklık testlerin osteointegrasyon öncesi erken dönemi simüle ediyor olması, karşılaştırmaları etkilemediği düşünülmüştür. Diğer taraftan, benzer biyomekanik

özelliklerde ve boyutlarda, osteoporotik kadavra femuru temin etmenin güçlüğü nedeni ile osteoporotik sentetik femur modelleri avantaj sağlamaktadır. Yalnızca osteoporotik modeller üzerinde testlerin yapılmış olması, osteoporotik olmayan, kemik yoğunluğu iyi hastalardaki durumu simüle eden modellerin karşılaştırılmamış olması nedeni ile sonuçların osteoporotik olmayan hastalardaki yansıması öngörülememektedir. Aynı rekonstrüksiyon seçenekleri osteoporotik olmayan hastalarda farklı sonuçlar verebileceğinden osteoporotik olmayan modeller üzerinde de testleri ve karşılaştırmaları yapmaya ihtiyaç vardır.

Çalışmanın diğer bir eksik yönü de çimentolu kısa stemlerin karşılaştırmaya dahil edilmemiş olmasıdır. Ancak kullanılan PKÇ'nin distal kilit vida deliğinin yeri ve piyasadaki çimentolu standart femoral komponent uzunlukları göz önünde bulundurulduğunda, vida deliği seviyesi veya proksimalinde kalınmadığı, her halükarda vida deliğini primer çimentolu implantların "by-pass" ettiği görülmektedir. Bu karşılaştırma için vida deliğinin daha distal yerleşimli olduğu (örneğin uzun PKÇ gibi) farklı deney düzeneği oluşturmak gerekmektedir.

6. SONUÇ

Çalışmamızda, osteoporotik femur modellerinde, başarısız olmuş PKÇ sonrası kalça protezi uygulamalarında distal kilitleme vida deliğinin oluşturduğu stres yükseltici faktörün periprostetik kırık riski açısından önemli olduğu ve bu riskin, femoral protezin tespit yönteminden çok uzunluğundan etkilendiği gösterilmiştir. Sonuç olarak, bu biyomekanik çalışmadan elde ettiğimiz bulgular, klinik uygulamalarda, osteoporotik, instabil intertrokanterik kırıklar için yapılan proksimal kalça çivisi sonrası kalça artroplastisine dönmek gerektiğinde, çimentolu veya çimentosuz tespit yapmanın, rekonstrüksiyonun dayanıklılığını anlamlı derecede değiştirmediği ancak femoral stemin uzunluğunun, çıkartılan çivinin distal kilitleme vidasını iki korteks kadar uzunlukta geçecek şekilde belirlenmesinin periprostetik kırık riskini azaltacağını göstermektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Ahn J, Bernstein J. Fractures in brief: intertrochanteric hip fractures. *Clinical orthopaedics and related research* 2010;468(5):1450-2. 2010/03/03. doi: 10.1007/s11999-010-1263-2.
2. Mears S. Fixing hip fractures. 2014.
3. Grisso JA, Kelsey JL, Strom BL, Chiu GY, Maislin G, O'Brien LA, et al. Risk factors for falls as a cause of hip fracture in women. The Northeast Hip Fracture Study Group. *The New England journal of medicine* 1991;324(19):1326-31. 1991/05/09. doi: 10.1056/nejm199105093241905.
4. Lu-Yao GL, Keller RB, Littenberg B, Wennberg JE. Outcomes after displaced fractures of the femoral neck. A meta-analysis of one hundred and six published reports. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1994;76(1):15-25. 1994/01/01. doi: 10.2106/00004623-199401000-00003.
5. Bridle SH, Patel AD, Bircher M, Calvert PT. Fixation of intertrochanteric fractures of the femur. A randomised prospective comparison of the gamma nail and the dynamic hip screw. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1991;73(2):330-4. 1991/03/01. doi: 10.1302/0301-620x.73b2.2005167.
6. Bleibler F, Konnopka A, Benzinger P, Rapp K, König HH. The health burden and costs of incident fractures attributable to osteoporosis from 2010 to 2050 in Germany--a demographic simulation model. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 2013;24(3):835-47. 2012/07/17. doi: 10.1007/s00198-012-2020-z.
7. Mancuso CA, Jout J, Salvati EA, Sculco TP. Fulfillment of patients' expectations for total hip arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2009;91(9):2073-8. 2009/09/03. doi: 10.2106/jbjs.H.01802.
8. Roberts KC, Brox WT, Jevsevar DS, Sevarino K. Management of Hip Fractures in the Elderly. *JAAOS - Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2015;23(2):131-7. doi: 10.5435/jaaos-d-14-00432.
9. National Institute for Health and Care Excellence, Hip fracture: management Clinical guideline [CG124]Published: 22 June 2011 Last updated: 10 May 2017.
10. Hip fracture: management, Clinical guideline [CG124] Published: 22 June 2011 Last updated: 10 May 2017.
11. cg124. Afhwnoug. Hip fracture: management. Clinical guideline. National Institute for Health and Care Excellence (NICE) Accessed Jun 2016.
12. Accessed Jun 2016 HfmCgNlfHaCENJAfhwnoug.
13. Hak DJ, Bilal C. Avoiding varus malreduction during cephalomedullary nailing of intertrochanteric hip fractures. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2011;131(5):709-10. 2010/08/25. doi: 10.1007/s00402-010-1182-4.
14. Archibeck MJ, Carothers JT, Tripuraneni KR, White RE, Jr. Total hip arthroplasty after failed internal fixation of proximal femoral fractures. *The Journal of arthroplasty* 2013;28(1):168-71. 2012/06/12. doi: 10.1016/j.arth.2012.04.003.
15. Kawasaki M, Hasegawa Y, Sakano S, Masui T, Ishiguro N. Total hip arthroplasty after failed transtrochanteric rotational osteotomy for avascular necrosis of the femoral head. *The Journal of arthroplasty* 2005;20(5):574-9. 2005/11/29. doi: 10.1016/j.arth.2005.01.018.
16. O'Malley MJ, Kang KK, Azer E, Siska PA, Farrell DJ, Tarkin IS. Wedge effect following intramedullary hip screw fixation of intertrochanteric proximal femur fracture. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2015;135(10):1343-7. 2015/07/21. doi: 10.1007/s00402-015-2280-0.
17. Estrera K, Russell R, Huo M. Total hip arthroplasty after failed internal fixation of intertrochanteric hip fractures. *JOURNAL OF THE AMERICAN GERIATRICS SOCIETY*. 2014 WILEY-BLACKWELL 111 RIVER ST, HOBOKEN 07030-5774, NJ USA; p. S88-S9.

18. Min K, Beom J, Kim BR, Lee SY, Lee GJ, Lee JH, et al. Clinical practice guideline for postoperative rehabilitation in older patients with hip fractures. *Annals of Rehabilitation Medicine* 2021;45(3):225-59.
19. Gashi YN, Elhadi AS, Elbushra IM. Outcome of Primary Cemented Bipolar Hemiarthroplasty compared with Dynamic Hip Screw in Elderly Patients with Unstable Intertrochanteric Fracture. *Malaysian orthopaedic journal* 2018;12(1):36-41. 2018/05/05. doi: 10.5704/moj.1803.007.
20. Haynes RC, Pöll RG, Miles AW, Weston RB. Failure of femoral head fixation: a cadaveric analysis of lag screw cut-out with the gamma locking nail and AO dynamic hip screw. *Injury* 1997;28(5-6):337-41. 1997/06/01. doi: 10.1016/s0020-1383(97)00035-1.
21. Kang JS, Park S, Song JH, Jung YY, Cho MR, Rhyu KH. Prevalence of osteonecrosis of the femoral head: a nationwide epidemiologic analysis in Korea. *The Journal of arthroplasty* 2009;24(8):1178-83. 2009/07/31. doi: 10.1016/j.arth.2009.05.022.
22. Harrington KD, Johnston JO. The management of comminuted unstable intertrochanteric fractures. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1973;55(7):1367-76. 1973/10/01.
23. Rodop O, Kiral A, Kaplan H, Akmaz I. Primary bipolar hemiprosthesis for unstable intertrochanteric fractures. *International orthopaedics* 2002;26(4):233-7. 2002/08/20. doi: 10.1007/s00264-002-0358-0.
24. Chan KC, Gill GS. Cemented hemiarthroplasties for elderly patients with intertrochanteric fractures. *Clinical orthopaedics and related research* 2000(371):206-15. 2000/02/29. doi: 10.1097/00003086-200002000-00025.
25. Harrington P, Nihal A, Singhanian AK, Howell FR. Intramedullary hip screw versus sliding hip screw for unstable intertrochanteric femoral fractures in the elderly. *Injury* 2002;33(1):23-8. 2002/03/07. doi: 10.1016/s0020-1383(01)00106-1.
26. Lee YK, Kim JT, Alkitaini AA, Kim KC, Ha YC, Koo KH. Conversion Hip Arthroplasty in Failed Fixation of Intertrochanteric Fracture: A Propensity Score Matching Study. *The Journal of arthroplasty* 2017;32(5):1593-8. 2017/01/17. doi: 10.1016/j.arth.2016.12.018.
27. Enocson A, Mattisson L, Ottosson C, Lapidus LJ. Hip arthroplasty after failed fixation of trochanteric and subtrochanteric fractures: a cohort study with 5–11 year follow-up of 88 consecutive patients. *Acta orthopaedica* 2012;83(5):493-8.
28. Ege R. Kalça Cerrahisi ve Sorunları; Trokanterik bölge kırıkları. *Türk Hava Kurumu Basımevi Ankara* 1994:1041 - 98.
29. Knothe U, Knothe Tate ML, Perren SM. 300 Years of Intramedullary Fixation – from Aztec Practice to Standard Treatment Modality. *European Journal of Trauma* 2000;26(5):217-25. doi: 10.1007/PL00002445.
30. Kjærvik C, Stensland E, Byhring HS, Gjertsen JE, Dybvik E, Søreide O. Hip fracture treatment in Norway: deviation from evidence-based treatment guidelines: data from the Norwegian Hip Fracture Register, 2014 to 2018. *Bone & joint open* 2020;1(10):644-53. 2020/11/21. doi: 10.1302/2633-1462.110.Bjo-2020-0124.R1.
31. Lewis KM. RUSSELL TRACTION IN THE TREATMENT OF FRACTURES OF THE FEMUR: OBSERVATIONS ON ONE HUNDRED FIFTY-SIX CASES. *Annals of surgery* 1941;113(2):226-44. 1941/02/01. doi: 10.1097/0000658-194102000-00007.
32. Sop AL, Mehlman CT, Meiss L. Hyphenated history: the Böhler-Braun frame. *Journal of orthopaedic trauma* 2003;17(3):217-21. 2003/03/07. doi: 10.1097/00005131-200303000-00011.
33. Besselaar HJ. Fracture of the neck of the femur treated with Smith Petersen-Johansson nail fixation. *South African Medical Journal* 1934;8(19):705-11. doi: doi:10.10520/AJA20785135_6965.
34. Wu C-C, Shih C-H. Biomechanical analysis of the mechanism of interlocking nail failure. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 1992;111(5):268-72. doi: 10.1007/BF00571522.
35. Simmermacher RK, Bosch AM, Van der Werken C. The AO/ASIF-proximal femoral nail (PFN): a new device for the treatment of unstable proximal femoral fractures. *Injury* 1999;30(5):327-32. 1999/10/03. doi: 10.1016/s0020-1383(99)00091-1.
36. Takigami I, Matsumoto K, Ohara A, Yamanaka K, Naganawa T, Ohashi M, et al. Treatment of trochanteric fractures with the PFNA (proximal femoral nail antirotation) nail system - report of early results. *Bulletin of the NYU hospital for joint diseases* 2008;66(4):276-9. 2008/12/20.

37. Szostakowski B, Jagiello J, Skinner JA. ArtiFacts: Ivory Hemiarthroplasty: The Forgotten Concept Lives On. *Clinical orthopaedics and related research* 2017;475(12):2850-4. 2017/09/15. doi: 10.1007/s11999-017-5497-0.
38. Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1950;32-b(2):166-73. 1950/05/01. doi: 10.1302/0301-620x.32b2.166.
39. Thompson FR. Vitallium intramedullary hip prosthesis, preliminary report. *New York state journal of medicine* 1952;52(24):3011-20. 1952/12/15.
40. The classic. Metal hip joint. A case report. By Austin T. Moore and Harold R. Bohlman. 1943. *Clinical orthopaedics and related research* 1983(176):3-6. 1983/06/01.
41. SMITH-PETERSEN MN, CAVE EF, VANGORDER GW. INTRACAPSULAR FRACTURES OF THE NECK OF THE FEMUR: TREATMENT BY INTERNAL FIXATION. *Archives of Surgery* 1931;23(5):715-59. doi: 10.1001/archsurg.1931.01160110002001.
42. Smith-Petersen MN. The classic: Evolution of mould arthroplasty of the hip joint by M. N. Smith-Petersen, J. *Bone Joint Surg.* 30B:L:59, 1948. *Clinical orthopaedics and related research* 1978(134):5-11. 1978/07/01.
43. Wiles P. The surgery of the osteoarthritic hip. *The British journal of surgery* 1958;45(193):488-97. 1958/03/18. doi: 10.1002/bjs.18004519315.
44. Brown SR, Davies WA, DeHeer DH, Swanson AB. Long-term survival of McKee-Farrar total hip prostheses. *Clinical orthopaedics and related research* 2002(402):157-63. 2002/09/10. doi: 10.1097/00003086-200209000-00013.
45. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet (London, England)* 1961;1(7187):1129-32. 1961/05/27. doi: 10.1016/s0140-6736(61)92063-3.
46. Strayer LM, Jr. Embryology of the human hip joint. *Clinical orthopaedics and related research* 1971;74:221-40. 1971/01/01.
47. Egol KA, Leucht P. *Proximal femur fractures: An evidence-based approach to evaluation and management*: Springer; 2017.
48. Lee MC, Ebersson CP. Growth and development of the child's hip. *Orthop Clin North Am* 2006;37(2):119-32, v. doi: 10.1016/j.ocl.2005.12.001.
49. Watanabe RS. Embryology of the human hip. *Clinical orthopaedics and related research* 1974(98):8-26. 1974/01/01. doi: 10.1097/00003086-197401000-00003.
50. Jouve JL, Glard Y, Garron E, Piercecchi MD, Dutour O, Tardieu C, et al. Anatomical study of the proximal femur in the fetus. *Journal of pediatric orthopedics Part B* 2005;14(2):105-10. 2005/02/11. doi: 10.1097/01202412-200503000-00009.
51. Zippel H. [Normal development of the structural elements of the hip joint in adolescence]. *Beitrag zur Orthopadie und Traumatologie* 1971;18(5):255-70. 1971/05/01.
52. Ogden JA. Changing patterns of proximal femoral vascularity. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1974;56(5):941-50. 1974/07/01.
53. Vazquez MT, Murillo J, Maranillo E, Parkin I, Sanudo J. Patterns of the circumflex femoral arteries revisited. *Clinical anatomy (New York, NY)* 2007;20(2):180-5. 2006/04/18. doi: 10.1002/ca.20336.
54. Tucker FR. Arterial supply to the femoral head and its clinical importance. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1949;31b(1):82-93. 1949/02/01.
55. Howe WW, Jr., Lacey T, Schwartz RP. A study of the gross anatomy of the arteries supplying the proximal portion of the femur and the acetabulum. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1950;32 a(4):856-66. 1950/10/01.
56. Harty M. Blood supply of the femoral head. *British medical journal* 1953;2(4848):1236-7. 1953/12/05. doi: 10.1136/bmj.2.4848.1236.
57. Gautier E, Ganz K, Krügel N, Gill T, Ganz R. Anatomy of the medial femoral circumflex artery and its surgical implications. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 2000;82(5):679-83. 2000/08/30. doi: 10.1302/0301-620x.82b5.10426.
58. Ward FO. *Outlines of human osteology*: H. Renshaw; 1876.

59. Paley D, Herzenberg JE, Tetsworth K, Mckie J, Bhav A. Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthop Clin North Am* 1994;25 3:425-65.
60. Singh M, Nagrath AR, Maini PS. Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1970;52(3):457-67. 1970/04/01.
61. Netter FH. *Atlas of Human Anatomy: Latin Terminology E-Book: English and Latin Edition*: Elsevier Health Sciences; 2018.
62. Buckwalter JAETASSRAAoOS. *Orthopaedic basic science : biology and biomechanics of the musculoskeletal system*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2000.
63. Canale STBJHCWC. *Campbell's operative orthopaedics*. 2013.
64. Pidaparti RM, Turner CH. Cancellous bone architecture: advantages of nonorthogonal trabecular alignment under multidirectional joint loading. *Journal of biomechanics* 1997;30(9):979-83. 1997/09/26. doi: 10.1016/s0021-9290(97)00052-3.
65. Konrath GA, Hamel AJ, Olson SA, Bay B, Sharkey NA. The role of the acetabular labrum and the transverse acetabular ligament in load transmission in the hip. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1998;80(12):1781-8. 1999/01/06. doi: 10.2106/00004623-199812000-00008.
66. Crawford MJ, Dy CJ, Alexander JW, Thompson M, Schroder SJ, Vega CE, et al. The 2007 Frank Stinchfield Award. The biomechanics of the hip labrum and the stability of the hip. *Clinical orthopaedics and related research* 2007;465:16-22. 2007/10/02. doi: 10.1097/BLO.0b013e31815b181f.
67. Reikerås O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A. Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. *Acta orthopaedica Scandinavica* 1983;54(1):18-23. 1983/02/01. doi: 10.3109/17453678308992864.
68. Tannast M, Hanke MS, Zheng G, Steppacher SD, Siebenrock KA. What are the radiographic reference values for acetabular under- and overcoverage? *Clinical orthopaedics and related research* 2015;473(4):1234-46. 2014/11/12. doi: 10.1007/s11999-014-4038-3.
69. Neumann - Langen M, Cui Q, Siebenrock K, Beck M. Impingement-free Hip Motion: The 'Normal' Angle Alpha after Osteochondroplasty. *Clinical orthopaedics and related research* 2008;467:699-703. doi: 10.1007/s11999-008-0616-6.
70. Radin EL. Biomechanics of the human hip. *Clinical orthopaedics and related research* 1980(152):28-34. 1980/10/01.
71. Nordin M, Frankel VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
72. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gaine J, Gorton G, Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 1989;7(6):849-60. 1989/01/01. doi: 10.1002/jor.1100070611.
73. Pauwels F. *Gesammelte abhandlungen zur funktionellen anatomie des bewegungsapparates*: Springer-Verlag; 2013.
74. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of biomechanics* 2001;34(7):859-71. 2001/06/19. doi: 10.1016/s0021-9290(01)00040-9.
75. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait & posture* 1998;7(1):77-95. 1999/04/14. doi: 10.1016/s0966-6362(97)00038-6.
76. Paul JP. Force actions transmitted by joints in the human body. *Proceedings of the Royal Society of London Series B, Biological sciences* 1976;192(1107):163-72. 1976/01/20. doi: 10.1098/rspb.1976.0004.
77. Harrington IJ. A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomedical engineering* 1976;11(5):167-72. 1976/05/01.
78. DeLee J. *Fractures and Dislocations of the Hip, Rockwood and Green's Fractures in Adults Vol. 2*. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1996.

79. Johnell O, Kanis JA. An estimate of the worldwide prevalence, mortality and disability associated with hip fracture. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 2004;15(11):897-902. 2004/10/19. doi: 10.1007/s00198-004-1627-0.
80. Cummings SR, Rubin SM, Black D. The future of hip fractures in the United States. Numbers, costs, and potential effects of postmenopausal estrogen. *Clinical orthopaedics and related research* 1990(252):163-6. 1990/03/01.
81. Johansen A, Wakeman R, Boulton C, Plant F, Roberts J, Williams A. National hip fracture database: national report 2013. London: Royal College of Physicians 2013.
82. Koval KJ, Aharonoff GB, Rokito AS, Lyon T, Zuckerman JD. Patients with femoral neck and intertrochanteric fractures. Are they the same? *Clinical orthopaedics and related research* 1996(330):166-72. 1996/09/01. doi: 10.1097/00003086-199609000-00020.
83. Brauer CA, Coca-Perraillon M, Cutler DM, Rosen AB. Incidence and mortality of hip fractures in the United States. *Jama* 2009;302(14):1573-9. 2009/10/15. doi: 10.1001/jama.2009.1462.
84. Koval KJ, Zuckerman JD. Intertrochanteric Fractures. *Hip Fractures: A Practical Guide to Management*. New York, NY: Springer New York; 2000: p. 129-90.
85. Rockwood G. *Fractures in Adults* 5th edition. Edited by: Bucholz, Heckman. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2001.
86. Reimertz C, Pichl J, Peine R, Hoffmann R. Per- und subtrochantere Femurfrakturen. In: Haas NP, Krettek C, editors. *Tscherne Unfallchirurgie: Hüfte und Oberschenkel*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2012: p. 179-219.
87. Kyle RF, Cabanela ME, Russell TA, Swiontkowski MF, Winquist RA, Zuckerman JD, et al. Fractures of the proximal part of the femur. *Instructional course lectures* 1995;44:227-53. 1995/01/01.
88. Browner D, Jupiter J, Levine A, Trafton P. *Skeletal Trauma, V: 2*. WB Saunders Company, 1996.
89. Bartoníček J, Sprindrich J, Skála-Rosenbaum J, Fric V. [Diagnosing occult pertrochanteric fractures of proximal femur with MRI]. *Rozhledy v chirurgii : mesicnik Ceskoslovenske chirurgicke spolecnosti* 2007;86(7):379-83. 2007/09/21.
90. Hoffmann R, Haas N. Femur, proximal. *AO manual of fracture management*. Stuttgart: Thieme, 2007.
91. Haidukewych GJ. Intertrochanteric fractures: ten tips to improve results. *Instructional course lectures* 2010;59:503-9. 2010/04/27.
92. Boyd HB. Management of unstable trochanteric fractures. *Surgery, Gynecology and Obstetrics* 1961;112:633-8.
93. Boyd HB, Griffin LL. Classification and treatment of trochanteric fractures. *Archives of surgery (Chicago, Ill : 1920)* 1949;58(6):853-66. 1949/06/01. doi: 10.1001/archsurg.1949.01240030864012.
94. Evans EM. The treatment of trochanteric fractures of the femur. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1949;31b(2):190-203. 1949/05/01.
95. Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW. *Rockwood and Green's Fractures in Adults*: Lippincott; 1991.
96. Jensen JS. Classification of trochanteric fractures. *Acta orthopaedica Scandinavica* 1980;51(5):803-10. 1980/10/01. doi: 10.3109/17453678008990877.
97. Haas NP, Krettek C. *Tscherne Unfallchirurgie: Hüfte und Oberschenkel*: Springer-Verlag; 2011.
98. Handoll HH, Parker MJ. Conservative versus operative treatment for hip fractures in adults. *The Cochrane database of systematic reviews* 2008(3):Cd000337. 2008/07/23. doi: 10.1002/14651858.CD000337.pub2.
99. Parker MJ, Handoll HH. Conservative versus operative treatment for extracapsular hip fractures. *The Cochrane database of systematic reviews* 2000(2):Cd000337. 2000/05/05. doi: 10.1002/14651858.Cd000337.
100. Hoffmann R, Südkamp NP, Schütz M, Raschke M, Haas NP. [Current status of therapy of subtrochanteric femoral fractures]. *Der Unfallchirurg* 1996;99(4):240-8. 1996/04/01.

101. Simunovic N, Devereaux PJ, Sprague S, Guyatt GH, Schemitsch E, Debeer J, et al. Effect of early surgery after hip fracture on mortality and complications: systematic review and meta-analysis. *CMAJ : Canadian Medical Association journal = journal de l'Association medicale canadienne* 2010;182(15):1609-16. 2010/09/15. doi: 10.1503/cmaj.092220.
102. Bessissow A, Chaudhry H, Bhandari M, Devereaux PJ. Accelerated versus standard care in hip fracture patients: does speed save lives? *Journal of comparative effectiveness research* 2014;3(2):115-8. 2014/03/22. doi: 10.2217/cer.14.5.
103. Braun BJ, Holstein JH, Pohlemann T. Intertrochanteric hip fracture: intramedullary nails. *Proximal Femur Fractures*. Springer; 2018: p. 85-100.
104. White SM, Griffiths R, Holloway J, Shannon A. Anaesthesia for proximal femoral fracture in the UK: first report from the NHS Hip Fracture Anaesthesia Network. *Anaesthesia* 2010;65(3):243-8. 2009/12/31. doi: 10.1111/j.1365-2044.2009.06208.x.
105. Boddaert J, Cohen-Bittan J, Khiami F, Le Manach Y, Raux M, Beinis JY, et al. Postoperative admission to a dedicated geriatric unit decreases mortality in elderly patients with hip fracture. *PLoS one* 2014;9(1):e83795. 2014/01/24. doi: 10.1371/journal.pone.0083795.
106. Smetana GW, Lawrence VA, Cornell JE. Preoperative pulmonary risk stratification for noncardiothoracic surgery: systematic review for the American College of Physicians. *Annals of internal medicine* 2006;144(8):581-95. 2006/04/19. doi: 10.7326/0003-4819-144-8-200604180-00009.
107. Albaladejo P, Marret E, Piriou V, Samama C-M. Perioperative management of antiplatelet agents in patients with coronary stents: recommendations of a French Task Force. *BJA: British Journal of Anaesthesia* 2006;97(4):580-2.
108. Chechik O, Thein R, Fichman G, Haim A, Tov TB, Steinberg EL. The effect of clopidogrel and aspirin on blood loss in hip fracture surgery. *Injury* 2011;42(11):1277-82. 2011/02/19. doi: 10.1016/j.injury.2011.01.011.
109. Tazarourte K, Riou B, Tremey B, Samama CM, Vicaut E, Vigué B. Guideline-concordant administration of prothrombin complex concentrate and vitamin K is associated with decreased mortality in patients with severe bleeding under vitamin K antagonist treatment (EPAHK study). *Critical care (London, England)* 2014;18(2):R81. 2014/04/26. doi: 10.1186/cc13843.
110. Kaufer H. Mechanics of the treatment of hip injuries. *Clinical orthopaedics and related research* 1980(146):53-61. 1980/01/01.
111. Barton TM, Gleeson R, Topliss C, Greenwood R, Harries WJ, Chesser TJ. A comparison of the long gamma nail with the sliding hip screw for the treatment of AO/OTA 31-A2 fractures of the proximal part of the femur: a prospective randomized trial. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2010;92(4):792-8. 2010/04/03. doi: 10.2106/jbjs.l.00508.
112. Knobe M, Drescher W, Heussen N, Sellei RM, Pape HC. Is helical blade nailing superior to locked minimally invasive plating in unstable pertrochanteric fractures? *Clinical orthopaedics and related research* 2012;470(8):2302-12. 2012/02/09. doi: 10.1007/s11999-012-2268-9.
113. Dimon JH, Hughston JC. Unstable intertrochanteric fractures of the hip. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1967;49(3):440-50. 1967/04/01.
114. Heck R, Carnesale P, Canale S. Philadelphia USA Campbell's Operative Orthopaedics Tenth Edition. Volume one, General Principles of Tumors. Mosby, Inc, 2003.
115. Baumgaertner MR, Curtin SL, Lindskog DM, Keggi JM. The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1995;77(7):1058-64. 1995/07/01. doi: 10.2106/00004623-199507000-00012.
116. Parker MJ, Handoll HH. Gamma and other cephalocondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures in adults. *The Cochrane database of systematic reviews* 2010(9):Cd000093. 2010/09/09. doi: 10.1002/14651858.CD000093.pub5.
117. Kregor PJ, Obremsky WT, Kreder HJ, Swiontkowski MF. Unstable pertrochanteric femoral fractures. *Journal of orthopaedic trauma* 2005;19(1):63-6. 2005/01/26. doi: 10.1097/00005131-200501000-00014.

118. Palm H, Lysén C, Krasheninnikoff M, Holck K, Jacobsen S, Gebuhr P. Intramedullary nailing appears to be superior in pertrochanteric hip fractures with a detached greater trochanter: 311 consecutive patients followed for 1 year. *Acta orthopaedica* 2011;82(2):166-70. 2011/03/26. doi: 10.3109/17453674.2011.566143.
119. Kuzyk PR, Lobo J, Whelan D, Zdero R, McKee MD, Schemitsch EH. Biomechanical evaluation of extramedullary versus intramedullary fixation for reverse obliquity intertrochanteric fractures. *Journal of orthopaedic trauma* 2009;23(1):31-8. 2008/12/24. doi: 10.1097/BOT.0b013e318190ea7d.
120. Kumar P, Rajnish RK, Sharma S, Dhillon MS. Proximal femoral nailing is superior to hemiarthroplasty in AO/OTA A2 and A3 intertrochanteric femur fractures in the elderly: a systematic literature review and meta-analysis. *International orthopaedics* 2020;44(4):623-33. 2019/06/16. doi: 10.1007/s00264-019-04351-9.
121. Kim SY, Kim YG, Hwang JK. Cementless calcar-replacement hemiarthroplasty compared with intramedullary fixation of unstable intertrochanteric fractures. A prospective, randomized study. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2005;87(10):2186-92. 2005/10/06. doi: 10.2106/jbjs.D.02768.
122. Chen WH, Guo WX, Gao SH, Wei QS, Li ZQ, He W. Arthroplasty vs proximal femoral nails for unstable intertrochanteric femoral fractures in elderly patients: A systematic review and meta-analysis. *World journal of clinical cases* 2021;9(32):9878-88. 2021/12/09. doi: 10.12998/wjcc.v9.i32.9878.
123. Pui CM, Bostrom MP, Westrich GH, Della Valle CJ, Macaulay W, Mont MA, et al. Increased complication rate following conversion total hip arthroplasty after cephalomedullary fixation for intertrochanteric hip fractures: a multi-center study. *The Journal of arthroplasty* 2013;28(8 Suppl):45-7. 2013/07/31. doi: 10.1016/j.arth.2013.04.048.
124. Kohn D, Pohlemann T, Fritsch E. *Der Operationsbericht. Operationsatlas für die orthopädisch-unfallchirurgische Weiterbildung.* Springer; 2010: p. 413-5.
125. Winquist RA, Hansen ST, Jr., Clawson DK. Closed intramedullary nailing of femoral fractures. A report of five hundred and twenty cases. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1984;66(4):529-39. 1984/04/01.
126. Johnson KD, Tencer AF, Sherman MC. Biomechanical factors affecting fracture stability and femoral bursting in closed intramedullary nailing of femoral shaft fractures, with illustrative case presentations. *Journal of orthopaedic trauma* 1987;1(1):1-11. 1987/01/01. doi: 10.1097/00005131-198701010-00001.
127. Dora C, Leunig M, Beck M, Rothenfluh D, Ganz R. Entry point soft tissue damage in antegrade femoral nailing: a cadaver study. *Journal of orthopaedic trauma* 2001;15(7):488-93. 2001/10/17. doi: 10.1097/00005131-200109000-00005.
128. Ansari Moein CM, Verhofstad MH, Bleys RL, van der Werken C. Soft tissue injury related to choice of entry point in antegrade femoral nailing: piriform fossa or greater trochanter tip. *Injury* 2005;36(11):1337-42. 2005/09/03. doi: 10.1016/j.injury.2004.07.052.
129. Ricci WM, Schwappach J, Tucker M, Coupe K, Brandt A, Sanders R, et al. Trochanteric versus piriformis entry portal for the treatment of femoral shaft fractures. *Journal of orthopaedic trauma* 2006;20(10):663-7. 2006/11/16. doi: 10.1097/01.bot.0000248472.53154.14.
130. Baumgaertner MR, Solberg BD. Awareness of tip-apex distance reduces failure of fixation of trochanteric fractures of the hip. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1997;79(6):969-71. 1997/12/11. doi: 10.1302/0301-620x.79b6.7949.
131. Kraus M, Krischak G, Wiedmann K, Riepl C, Gebhard F, Jöckel JA, et al. [Clinical evaluation of PFNA® and relationship between the tip-apex distance and mechanical failure]. *Der Unfallchirurg* 2011;114(6):470-8. 2011/06/01. doi: 10.1007/s00113-011-1975-0.
132. Kyle RF, Gustilo RB, Premer RF. Analysis of six hundred and twenty-two intertrochanteric hip fractures. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1979;61(2):216-21. 1979/03/01.
133. Mulholland RC, Gunn DR. Sliding screw plate fixation of intertrochanteric femoral fractures. *The Journal of trauma* 1972;12(7):581-91. 1972/07/01. doi: 10.1097/00005373-197207000-00006.

134. Davis J, Harris MB, Duval M, D'Ambrosia R. Pertrochanteric fractures treated with the Gamma nail: technique and report of early results. *Orthopedics* 1991;14(9):939-42. 1991/09/01. doi: 10.3928/0147-7447-19910901-05.
135. Wu CC, Shih CH. Biomechanical analysis of the dynamic hip screw in the treatment of intertrochanteric fractures. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 1991;110(6):307-10. 1991/01/01. doi: 10.1007/bf00443464.
136. Wu CC, Shih CH, Lee MY, Tai CL. Biomechanical analysis of location of lag screw of a dynamic hip screw in treatment of unstable intertrochanteric fracture. *The Journal of trauma* 1996;41(4):699-702. 1996/10/01. doi: 10.1097/00005373-199610000-00017.
137. Mains CC, Newman RJ. Implant failures in patients with proximal fractures of the femur treated with a sliding screw device. *Injury* 1989;20(2):98-100. 1989/03/01. doi: 10.1016/0020-1383(89)90151-4.
138. Levi N, Ingles A, Jr., Klyver H, Iversen BF. Fracture of the femoral neck: optimal screw position and bone density determined by computer tomography. *Injury* 1996;27(4):287-9. 1996/05/01. doi: 10.1016/0020-1383(95)00207-3.
139. Wagner S, Rüter A. [Per- and subtrochanteric femur fractures]. *Der Unfallchirurg* 1999;102(3):206-22. 1999/05/08. doi: 10.1007/s001130050394.
140. Davis TR, Sher JL, Horsman A, Simpson M, Porter BB, Checketts RG. Intertrochanteric femoral fractures. Mechanical failure after internal fixation. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1990;72(1):26-31. 1990/01/01. doi: 10.1302/0301-620x.72b1.2298790.
141. Parker MJ. Cutting-out of the dynamic hip screw related to its position. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1992;74(4):625. 1992/07/01. doi: 10.1302/0301-620x.74b4.1624529.
142. Kawaguchi S, Sawada K, Nabeta Y. Cutting-out of the lag screw after internal fixation with the Asiatic gamma nail. *Injury* 1998;29(1):47-53. 1998/07/11. doi: 10.1016/s0020-1383(97)00158-7.
143. Den Hartog BD, Bartal E, Cooke F. Treatment of the unstable intertrochanteric fracture. Effect of the placement of the screw, its angle of insertion, and osteotomy. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1991;73(5):726-33. 1991/06/01.
144. Lenich A, Bachmeier S, Prantl L, Nerlich M, Hammer J, Mayr E, et al. Is the rotation of the femoral head a potential initiation for cutting out? A theoretical and experimental approach. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2011;12(1):79. doi: 10.1186/1471-2474-12-79.
145. Mendelsohn ME, Overend TJ, Connelly DM, Petrella RJ. Improvement in aerobic fitness during rehabilitation after hip fracture. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2008;89(4):609-17. 2008/04/01. doi: 10.1016/j.apmr.2007.09.036.
146. Binder EF, Brown M, Sinacore DR, Steger-May K, Yarasheski KE, Schechtman KB. Effects of extended outpatient rehabilitation after hip fracture: a randomized controlled trial. *Jama* 2004;292(7):837-46. 2004/08/19. doi: 10.1001/jama.292.7.837.
147. Lamb SE, Oldham JA, Morse RE, Evans JG. Neuromuscular stimulation of the quadriceps muscle after hip fracture: a randomized controlled trial. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2002;83(8):1087-92. 2002/08/06. doi: 10.1053/apmr.2002.33645.
148. Kamel HK, Iqbal MA, Mogallapu R, Maas D, Hoffmann RG. Time to ambulation after hip fracture surgery: relation to hospitalization outcomes. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences* 2003;58(11):1042-5. 2003/11/25. doi: 10.1093/gerona/58.11.m1042.
149. Siu AL, Penrod JD, Boockvar KS, Koval K, Strauss E, Morrison RS. Early ambulation after hip fracture: effects on function and mortality. *Archives of internal medicine* 2006;166(7):766-71. 2006/04/12. doi: 10.1001/archinte.166.7.766.
150. Simpson AH, Varty K, Dodd CA. Sliding hip screws: modes of failure. *Injury* 1989;20(4):227-31. 1989/07/01. doi: 10.1016/0020-1383(89)90120-4.
151. Strauss EJ, Kummer FJ, Koval KJ, Egol KA. The "Z-effect" phenomenon defined: a laboratory study. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 2007;25(12):1568-73. 2007/06/27. doi: 10.1002/jor.20457.

152. Leung PC, Shen WY. Fracture of the femoral neck in younger adults. A new method of treatment for delayed and nonunions. *Clinical orthopaedics and related research* 1993(295):156-60. 1993/10/01.
153. Mathews V, Cabanela ME. Femoral neck nonunion treatment. *Clinical orthopaedics and related research* 2004(419):57-64. 2004/03/17. doi: 10.1097/00003086-200402000-00010.
154. Raaymakers EL, Marti RK. Nonunion of the femoral neck: possibilities and limitations of the various treatment modalities. *Indian journal of orthopaedics* 2008;42(1):13-21. 2008/01/01. doi: 10.4103/0019-5413.38575.
155. Dhammi I, Jain A, Singh A, Rehan Ul H, Mishra P, Jain S. Primary nonunion of intertrochanteric fractures of femur: An analysis of results of valgization and bone grafting. *Indian journal of orthopaedics* 2011;45(6):514-9. 2011/12/07. doi: 10.4103/0019-5413.87122.
156. Elgafy H, Ebraheim NA, Bach HG. Revision internal fixation and nonvascular fibular graft for femoral neck nonunion. *The Journal of trauma* 2011;70(1):169-73. 2010/08/10. doi: 10.1097/TA.0b013e3181e5108b.
157. Rosen H. Treatment of nonunions: general principles. *Operative orthopaedics* 1988.
158. Srivastav S, Mittal V, Agarwal S. Total hip arthroplasty following failed fixation of proximal hip fractures. *Indian journal of orthopaedics* 2008;42(3):279-86. 2008/07/01. doi: 10.4103/0019-5413.41851.
159. Skinner PW, Powles D. Compression screw fixation for displaced subcapital fracture of the femur. Success or failure? *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1986;68(1):78-82. 1986/01/01. doi: 10.1302/0301-620x.68b1.3941145.
160. HARTY M. The calcar femorale and the femoral neck. *JBS* 1957;39(3):625-30.
161. Angelini M, McKee MD, Waddell JP, Haidukewych G, Schemitsch EH. Salvage of failed hip fracture fixation. *Journal of orthopaedic trauma* 2009;23(6):471-8. 2009/06/25. doi: 10.1097/BOT.0b013e3181acfc8c.
162. Sarathy MP, Madhavan P, Ravichandran KM. Nonunion of intertrochanteric fractures of the femur. Treatment by modified medial displacement and valgus osteotomy. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1995;77(1):90-2. 1995/01/01.
163. Karaeminogullari O, Demirors H, Atabek M, Tuncay C, Tandogan R, Ozalay M. Avascular necrosis and nonunion after osteosynthesis of femoral neck fractures: effect of fracture displacement and time to surgery. *Advances in therapy* 2004;21(5):335-42. 2005/02/25. doi: 10.1007/bf02850038.
164. Bartoníček J, Skála-Rosenbaum J, Dousa P. Valgus intertrochanteric osteotomy for malunion and nonunion of trochanteric fractures. *Journal of orthopaedic trauma* 2003;17(9):606-12. 2003/10/24. doi: 10.1097/00005131-200310000-00002.
165. Bogoch E, Ouellette G, Hastings D. Failure of internal fixation of displaced femoral neck fractures in rheumatoid patients. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1991;73(1):7-10. 1991/01/01. doi: 10.1302/0301-620x.73b1.1991779.
166. Haidukewych GJ, Berry DJ. Salvage of failed internal fixation of intertrochanteric hip fractures. *Clinical orthopaedics and related research* 2003(412):184-8. 2003/07/03. doi: 10.1097/01.blo.0000071753.41516.27.
167. Mariani EM, Rand JA. Nonunion of intertrochanteric fractures of the femur following open reduction and internal fixation. Results of second attempts to gain union. *Clinical orthopaedics and related research* 1987(218):81-9. 1987/05/01.
168. Adams CI, Robinson CM, Court-Brown CM, McQueen MM. Prospective randomized controlled trial of an intramedullary nail versus dynamic screw and plate for intertrochanteric fractures of the femur. *Journal of orthopaedic trauma* 2001;15(6):394-400. 2001/08/22. doi: 10.1097/00005131-200108000-00003.
169. Wu CC, Shih CH, Chen WJ, Tai CL. Treatment of femoral neck nonunions with a sliding compression screw: comparison with and without subtrochanteric valgus osteotomy. *The Journal of trauma* 1999;46(2):312-7. 1999/02/24. doi: 10.1097/00005373-199902000-00019.
170. Patterson BM, Salvati EA, Huo MH. Total hip arthroplasty for complications of intertrochanteric fracture. A technical note. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1990;72(5):776-7. 1990/06/01.

171. Maggs J, Wilson M. The Relative Merits of Cemented and Uncemented Prostheses in Total Hip Arthroplasty. *Indian journal of orthopaedics* 2017;51(4):377-85. 2017/08/10. doi: 10.4103/ortho.IJOrtho_405_16.
172. Jaeblo T. Polymethylmethacrylate: properties and contemporary uses in orthopaedics. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2010;18(5):297-305. 2010/05/04. doi: 10.5435/00124635-201005000-00006.
173. Kühn K-D. What is bone cement? *The well-cemented total hip arthroplasty*. Springer; 2005: p. 52-9.
174. Nottrott M. Acrylic bone cements: influence of time and environment on physical properties. *Acta orthopaedica Supplementum* 2010;81(341):1-27. 2010/05/28. doi: 10.3109/17453674.2010.487929.
175. Haboush EJ. A new operation for arthroplasty of the hip based on biomechanics, photoelasticity, fast-setting dental acrylic, and other considerations. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases* 1953;14(2):242-77. 1953/10/01.
176. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1960;42-b:28-30. 1960/02/01. doi: 10.1302/0301-620x.42b1.28.
177. Vaishya R, Chauhan M, Vaish A. Bone cement. *Journal of clinical orthopaedics and trauma* 2013;4(4):157-63. 2013/12/01. doi: 10.1016/j.jcot.2013.11.005.
178. Barrack RL. Early failure of modern cemented stems. *The Journal of arthroplasty* 2000;15(8):1036-50. 2000/12/09. doi: 10.1054/arth.2000.16498.
179. Cassar-Gheiti AJ, McColgan R, Kelly M, Cassar-Gheiti TM, Kenny P, Murphy CG. Current concepts and outcomes in cemented femoral stem design and cementation techniques: the argument for a new classification system. *EFORT open reviews* 2020;5(4):241-52. 2020/05/08. doi: 10.1302/2058-5241.5.190034.
180. Flatøy B, Röhrli SM, Rydinge J, Dahl J, Diep LM, Nordsletten L. Triple taper stem design shows promising fixation and bone remodelling characteristics: radiostereometric analysis in a randomised controlled trial. *The bone & joint journal* 2015;97-b(6):755-61. 2015/06/03. doi: 10.1302/0301-620x.97b6.34736.
181. Yates PJ, Burston BJ, Whitley E, Bannister GC. Collarless polished tapered stem: clinical and radiological results at a minimum of ten years' follow-up. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 2008;90(1):16-22. 2007/12/28. doi: 10.1302/0301-620x.90b1.19546.
182. Purbach B, Kay PR, Siney PD, Fleming PA, Wroblewski BM. The C-stem in clinical practice: fifteen-year follow-up of a triple tapered polished cemented stem. *The Journal of arthroplasty* 2013;28(8):1367-71. 2013/03/27. doi: 10.1016/j.arth.2012.10.030.
183. Williams HD, Browne G, Gie GA, Ling RS, Timperley AJ, Wendover NA. The Exeter universal cemented femoral component at 8 to 12 years. A study of the first 325 hips. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 2002;84(3):324-34. 2002/05/11. doi: 10.1302/0301-620x.84b3.12261.
184. Kiss J, Murray DW, Turner-Smith AR, Bithell J, Bulstrode CJ. Migration of cemented femoral components after THR. Roentgen stereophotogrammetric analysis. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1996;78(5):796-801. 1996/09/01.
185. Harris WH, McCarthy JC, Jr., O'Neill DA. Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1982;64(7):1063-7. 1982/09/01.
186. Shen G. Femoral stem fixation. An engineering interpretation of the long-term outcome of Charnley and Exeter stems. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 1998;80(5):754-6. 1998/10/13. doi: 10.1302/0301-620x.80b5.8621.
187. Breusch S, Malchau H. *The well-cemented total hip arthroplasty*: Springer; 2005.
188. Chen CQ, Scott W, Barker TM. Effect of metal surface topography on mechanical bonding at simulated total hip stem-cement interfaces. *Journal of biomedical materials research* 1999;48(4):440-6. 1999/07/27. doi: 10.1002/(sici)1097-4636(1999)48:4<440::aid-jbm7>3.0.co;2-5.
189. Clauss M, Ilchmann T, Zimmermann P, Ochsner PE. The histology around the cemented Müller straight stem: A post-mortem analysis of eight well-fixed stems with a mean follow-up of 12.1

- years. *The Journal of bone and joint surgery British* volume 2010;92(11):1515-21. 2010/11/03. doi: 10.1302/0301-620x.92b11.25342.
190. Langlais F, Kerboull M, Sedel L, Ling RS. The 'French paradox.'. *The Journal of bone and joint surgery British* volume 2003;85(1):17-20. 2003/02/15. doi: 10.1302/0301-620x.85b1.13948.
191. Erivan R, Villatte G, Khelif YR, Pereira B, Galvin M, Descamps S, et al. The Müller self-locking cemented total hip prosthesis with polyethylene liner: After twenty years, what did they become? *International orthopaedics* 2017;41(1):47-54. 2016/04/27. doi: 10.1007/s00264-016-3191-6.
192. El Masri F, Kerboull L, Kerboull M, Courpied JP, Hamadouche M. Is the so-called 'French paradox' a reality?: long-term survival and migration of the Charnley-Kerboull stem cemented line-to-line. *The Journal of bone and joint surgery British* volume 2010;92(3):342-8. 2010/03/02. doi: 10.1302/0301-620x.92b3.23151.
193. Scheerlinck T, Casteleyn PP. The design features of cemented femoral hip implants. *The Journal of bone and joint surgery British* volume 2006;88(11):1409-18. 2006/11/01. doi: 10.1302/0301-620x.88b11.17836.
194. Hank C, Schneider M, Achary CS, Smith L, Breusch SJ. Anatomic stem design reduces risk of thin cement mantles in primary hip replacement. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2010;130(1):17-22. 2009/06/11. doi: 10.1007/s00402-009-0903-z.
195. Prins W, Meijer R, Kollen BJ, Verheyen CC, Ettema HB. Excellent results with the cemented Lubinus SP II 130-mm femoral stem at 10 years of follow-up: 932 hips followed for 5-15 years. *Acta orthopaedica* 2014;85(3):276-9. 2014/04/04. doi: 10.3109/17453674.2014.908342.
196. Sesselmann S, Hong Y, Schlemmer F, Wiendieck K, Söder S, Hussnaetter I, et al. Migration measurement of the cemented Lubinus SP II hip stem - a 10-year follow-up using radiostereometric analysis. *Biomedizinische Technik Biomedical engineering* 2017;62(3):271-8. 2016/07/15. doi: 10.1515/bmt-2015-0172.
197. Morsi EMZ, Drwish AEE, Saber AM, Nassar IM, Zaki AEM. The Use of Standard Cemented Femoral Stems in Total Hip Replacement After Failed Internal Fixation of Intertrochanteric Femoral Fractures. *The Journal of arthroplasty* 2020;35(9):2525-8. 2020/05/12. doi: 10.1016/j.arth.2020.04.021.
198. Eschenroeder HC, Jr., Krackow KA. Late onset femoral stress fracture associated with extruded cement following hip arthroplasty. A case report. *Clinical orthopaedics and related research* 1988(236):210-3. 1988/11/01.
199. Jones LC, Hungerford DS. Cement disease. *Clinical orthopaedics and related research* 1987(225):192-206. 1987/12/01.
200. Laupacis A, Bourne R, Rorabeck C, Feeny D, Tugwell P, Wong C. Comparison of total hip arthroplasty performed with and without cement : a randomized trial. *The Journal of bone and joint surgery American* volume 2002;84(10):1823-8. 2002/10/16. doi: 10.2106/00004623-200210000-00013.
201. Kawamura H, Dunbar MJ, Murray P, Bourne RB, Rorabeck CH. The porous coated anatomic total hip replacement. A ten to fourteen-year follow-up study of a cementless total hip arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery American* volume 2001;83(9):1333-8. 2001/09/25.
202. Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. *The Journal of bone and joint surgery American* volume 1992;74(6):849-63. 1992/07/01.
203. Bourne RB, Rorabeck CH, Patterson JJ, Guerin J. Tapered titanium cementless total hip replacements: a 10- to 13-year followup study. *Clinical orthopaedics and related research* 2001(393):112-20. 2002/01/05.
204. Delaunay C, Kapandji AI. [10-year survival of Zweymüller total prostheses in primary uncemented arthroplasty of the hip]. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur* 1998;84(5):421-32. 1998/11/07.
205. Tanzer M, Maloney WJ, Jasty M, Harris WH. The progression of femoral cortical osteolysis in association with total hip arthroplasty without cement. *The Journal of bone and joint surgery American* volume 1992;74(3):404-10. 1992/03/01.

206. Berry D, Pellicci P, Tria A, Garvin K. Evolution of uncemented femoral component design. *Orthopaedic knowledge update: hip and knee reconstruction* 2000;2:117-27.
207. Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2011;93(5):500-9. 2011/03/04. doi: 10.2106/jbjs.J.00774.
208. Burt CF, Garvin KL, Otterberg ET, Jardon OM. A femoral component inserted without cement in total hip arthroplasty. A study of the Tri-Lock component with an average ten-year duration of follow-up. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1998;80(7):952-60. 1998/08/11. doi: 10.2106/00004623-199807000-00003.
209. Sharkey PF, Albert TJ, Hume EL, Rothman RH. Initial stability of a collarless wedge-shaped prosthesis in the femoral canal. *Seminars in arthroplasty* 1990;1(1):87-90. 1990/06/08.
210. Hozack WJ, Booth RE, Jr. Clinical and radiographic results with the Trilock femoral component--a wedge-fit porous ingrowth stem design. *Seminars in arthroplasty* 1990;1(1):64-9. 1990/06/08.
211. Vresilovic EJ, Hozack WJ, Rothman RH. Radiographic assessment of cementless femoral components. Correlation with intraoperative mechanical stability. *The Journal of arthroplasty* 1994;9(2):137-41. 1994/04/01. doi: 10.1016/0883-5403(94)90062-0.
212. Sinha RK, Dungey DS, Yeon HB. Primary total hip arthroplasty with a proximally porous-coated femoral stem. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2004;86(6):1254-61. 2004/06/03. doi: 10.2106/00004623-200406000-00019.
213. Luites JW, Spruit M, Hellemond GG, Horstmann WG, Valstar ER. Failure of the uncoated titanium ProxiLock femoral hip prosthesis. *Clinical orthopaedics and related research* 2006;448:79-86. 2006/07/11. doi: 10.1097/01.blo.0000224011.12175.83.
214. Lombardi AV, Jr., Berend KR, Mallory TH, Skeels MD, Adams JB. Survivorship of 2000 tapered titanium porous plasma-sprayed femoral components. *Clinical orthopaedics and related research* 2009;467(1):146-54. 2008/11/01. doi: 10.1007/s11999-008-0568-x.
215. Wagner H, Wagner M. Cone prosthesis for the hip joint. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2000;120(1-2):88-95. 2000/02/01. doi: 10.1007/pl00021223.
216. Zweymüller K, Semlitsch M. Concept and material properties of a cementless hip prosthesis system with Al₂O₃ ceramic ball heads and wrought Ti-6Al-4V stems. *Archives of orthopaedic and traumatic surgery Archiv fur orthopadische und Unfall-Chirurgie* 1982;100(4):229-36. 1982/01/01. doi: 10.1007/bf00381662.
217. Engh CA, Hooten JP, Jr., Zettl-Schaffer KF, Ghaffarpour M, McGovern TF, Bobyn JD. Evaluation of bone ingrowth in proximally and extensively porous-coated anatomic medullary locking prostheses retrieved at autopsy. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1995;77(6):903-10. 1995/06/01. doi: 10.2106/00004623-199506000-00011.
218. Ohi MD, Whiteside LA, McCarthy DS, White SE. Torsional fixation of a modular femoral hip component. *Clinical orthopaedics and related research* 1993(287):135-41. 1993/02/01.
219. Mont MA, Yoon TR, Krackow KA, Hungerford DS. Clinical experience with a proximally porous-coated second-generation cementless total hip prosthesis: minimum 5-year follow-up. *The Journal of arthroplasty* 1999;14(8):930-9. 1999/12/30. doi: 10.1016/s0883-5403(99)90006-2.
220. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. *Clinical orthopaedics and related research* 1988(235):148-65. 1988/10/01.
221. Callaghan JJ. The clinical results and basic science of total hip arthroplasty with porous-coated prostheses. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1993;75(2):299-310. 1993/02/01. doi: 10.2106/00004623-199302000-00020.
222. Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bognar B, Malluche HH. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone* 1993;14(3):231-42. 1993/05/01. doi: 10.1016/8756-3282(93)90146-2.
223. Dalury DF, Kelley TC, Adams MJ. Modern proximally tapered uncemented stems can be safely used in Dorr type C femoral bone. *The Journal of arthroplasty* 2012;27(6):1014-8. 2012/02/14. doi: 10.1016/j.arth.2011.12.019.

224. Kelly SJ, Robbins CE, Bierbaum BE, Bono JV, Ward DM. Use of a hydroxyapatite-coated stem in patients with Dorr Type C femoral bone. *Clinical orthopaedics and related research* 2007;465:112-6. 2007/08/21. doi: 10.1097/BLO.0b013e318156bf96.
225. Ahmad Hatem M, Ferreira da Luz B, Nishimoto Nishi R, Gilberto Cimbalista de Alencar P. Evaluation of the results from proximal fixation of uncemented conical femoral components in Dorr type C femurs. *Revista brasileira de ortopedia* 2014;49(3):260-6. 2014/05/01. doi: 10.1016/j.rboe.2014.02.007.
226. Wilkerson J, Fernando ND. Classifications in Brief: The Dorr Classification of Femoral Bone. *Clinical orthopaedics and related research* 2020;478(8):1939-44. 2020/08/01. doi: 10.1097/corr.0000000000001295.
227. Egol KA, Gales J. Nonunions of the Proximal Femur. *Proximal Femur Fractures*. Springer; 2018: p. 113-28.
228. Haidukewych GJ, Berry DJ. Hip arthroplasty for salvage of failed treatment of intertrochanteric hip fractures. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2003;85(5):899-904. 2003/05/03. doi: 10.2106/00004623-200305000-00019.
229. Stoffelen D, Haentjens P, Reynders P, Casteleyn PP, Broos P, Opdecam P. Hip arthroplasty for failed internal fixation of intertrochanteric and subtrochanteric fractures in the elderly patient. *Acta orthopaedica Belgica* 1994;60 Suppl 1:135-9. 1994/01/01.
230. Mehlhoff T, Landon GC, Tullos HS. Total hip arthroplasty following failed internal fixation of hip fractures. *Clinical orthopaedics and related research* 1991(269):32-7. 1991/08/01.
231. Gluek C, Zdero R, Quenneville CE. Evaluating the mechanical response of novel synthetic femurs for representing osteoporotic bone. *Journal of biomechanics* 2020;111:110018. 2020/09/06. doi: 10.1016/j.jbiomech.2020.110018.
232. Marsh JL, Slongo TF, Agel J, Broderick JS, Creevey W, DeCoster TA, et al. Fracture and dislocation classification compendium - 2007: Orthopaedic Trauma Association classification, database and outcomes committee. *Journal of orthopaedic trauma* 2007;21(10 Suppl):S1-133. 2008/03/07. doi: 10.1097/00005131-200711101-00001.
233. Wu H-F, Chang C-H, Wang G-J, Lai K-A, Chen C-H. Biomechanical investigation of dynamic hip screw and wire fixation on an unstable intertrochanteric fracture. *BioMedical Engineering OnLine* 2019;18(1):49. doi: 10.1186/s12938-019-0663-0.
234. Zhang B, Chiu KY, Wang M. Hip arthroplasty for failed internal fixation of intertrochanteric fractures. *The Journal of arthroplasty* 2004;19(3):329-33. 2004/04/07. doi: 10.1016/j.arth.2003.10.010.
235. Yıldız F. Kısıtlı Total Kalça Artroplastilerinde Uygulanan

Oblik ve Basamaklı Femur Osteotomilerinin Biyomekanik

Olarak Karşılaştırılması. 2012.

236. Yıldız F, Kılıçoğlu Ö I, Dikmen G, Bozdağ E, Sünbüloğlu E, Tuna M. Biomechanical comparison of oblique and step-cut osteotomies used in total hip arthroplasty with femoral shortening. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association* 2016;21(5):640-6. 2016/06/14. doi: 10.1016/j.jos.2016.04.015.
237. Sariyılmaz K, Dikici F, Dikmen G, Bozdağ E, Sunbuloglu E, Bekler B, et al. The effect of strut allograft and its position on Vancouver type B1 periprosthetic femoral fractures: a biomechanical study. *The Journal of arthroplasty* 2014;29(7):1485-90. 2014/03/25. doi: 10.1016/j.arth.2014.02.017.
238. Forward DP, Doro CJ, O'Toole RV, Kim H, Floyd JC, Sciadini MF, et al. A biomechanical comparison of a locking plate, a nail, and a 95° angled blade plate for fixation of subtrochanteric femoral fractures. *Journal of orthopaedic trauma* 2012;26(6):334-40. 2012/01/14. doi: 10.1097/BOT.0b013e3182254ea3.
239. Tazawa R, Minehara H, Matsuura T, Kawamura T, Sakai R, Yoshida K, et al. Biomechanical evaluation of internal fixation for the treatment of comminuted subtrochanteric femur fractures. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association* 2021;26(2):261-5. 2020/04/05. doi: 10.1016/j.jos.2020.03.002.

240. Cooper C, Campion G, Melton LJ, 3rd. Hip fractures in the elderly: a world-wide projection. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 1992;2(6):285-9. 1992/11/01. doi: 10.1007/bf01623184.
241. Matre K, Havelin LI, Gjertsen J-E, Espehaug B, Fevang JM. Intramedullary nails result in more reoperations than sliding hip screws in two-part intertrochanteric fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research*® 2013;471(4):1379-86.
242. Butler M, Forte ML, Joglekar SB, Swiontkowski MF, Kane RL. Evidence summary: systematic review of surgical treatments for geriatric hip fractures. *JBJS* 2011;93(12):1104-15.
243. Boldin C, Seibert FJ, Fankhauser F, Peicha G, Grechenig W, Szyszkowitz R. The proximal femoral nail (PFN)-a minimal invasive treatment of unstable proximal femoral fractures: a prospective study of 55 patients with a follow-up of 15 months. *Acta orthopaedica Scandinavica* 2003;74(1):53-8.
244. Papasimos S, Koutsojannis C, Panagopoulos A, Megas P, Lambiris E. A randomised comparison of AMBI, TGN and PFN for treatment of unstable trochanteric fractures. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2005;125(7):462-8.
245. Adams CI, Robinson CM, McQueen MM. Prospective randomized controlled trial of an intramedullary nail versus dynamic screw and plate for intertrochanteric fractures of the femur. *Journal of orthopaedic trauma* 2001;15(6):394-400.
246. Hsu CJ, Chou WY, Chiou CP, Chang WN, Wong CY. Hemi-arthroplasty with supplemental fixation of greater trochanter to treat failed hip screws of femoral intertrochanteric fracture. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2008;128(8):841-5. 2007/11/24. doi: 10.1007/s00402-007-0483-8.
247. Hsueh KK, Fang CK, Chen CM, Su YP, Wu HF, Chiu FY. Risk factors in cutout of sliding hip screw in intertrochanteric fractures: an evaluation of 937 patients. *International orthopaedics* 2010;34(8):1273-6. 2009/09/29. doi: 10.1007/s00264-009-0866-2.
248. Bojan AJ, Beimel C, Speitling A, Taglang G, Ekholm C, Jönsson A. 3066 consecutive Gamma Nails. 12 years experience at a single centre. *BMC Musculoskelet Disord* 2010;11:133. 2010/06/29. doi: 10.1186/1471-2474-11-133.
249. Kukla C, Heinz T, Gaebler C, Heinze G, Vécsei V. The standard Gamma nail: a critical analysis of 1,000 cases. *The Journal of trauma* 2001;51(1):77-83. 2001/07/27. doi: 10.1097/00005373-200107000-00012.
250. Fang C, Lau TW, Wong TM, Lee HL, Leung F. Sliding hip screw versus sliding helical blade for intertrochanteric fractures: a propensity score-matched case control study. *The bone & joint journal* 2015;97-b(3):398-404. 2015/03/05. doi: 10.1302/0301-620x.97b3.34791.
251. DeHaan AM, Groat T, Priddy M, Ellis TJ, Duwelius PJ, Friess DM, et al. Salvage hip arthroplasty after failed fixation of proximal femur fractures. *The Journal of arthroplasty* 2013;28(5):855-9. 2013/03/16. doi: 10.1016/j.arth.2012.10.027.
252. Chen DW, Lin CL, Hu CC, Tsai MF, Lee MS. Biomechanical consideration of total hip arthroplasty following failed fixation of femoral intertrochanteric fractures - a finite element analysis. *Medical engineering & physics* 2013;35(5):569-75. 2012/07/25. doi: 10.1016/j.medengphy.2012.06.023.
253. Shi X, Zhou Z, Yang J, Shen B, Kang P, Pei F. Total Hip Arthroplasty Using Non-Modular Cementless Long-Stem Distal Fixation for Salvage of Failed Internal Fixation of Intertrochanteric Fracture. *The Journal of arthroplasty* 2015;30(11):1999-2003. 2015/06/20. doi: 10.1016/j.arth.2015.05.041.
254. Weiss RJ, Kärrholm J, Hailer NP, Beckman MO, Stark A. Salvage of failed trochanteric and subtrochanteric fractures using a distally fixed, modular, uncemented hip revision stem. *Acta orthopaedica* 2012;83(5):488-92. 2012/10/23. doi: 10.3109/17453674.2012.733917.
255. Moon NH, Shin WC, Kim JS, Woo SH, Son SM, Suh KT. Cementless total hip arthroplasty following failed internal fixation for femoral neck and intertrochanteric fractures: A comparative study with 3-13 years' follow-up of 96 consecutive patients. *Injury* 2019;50(3):713-9. 2019/01/24. doi: 10.1016/j.injury.2019.01.018.

256. Basso T, Klaksvik J, Syversen U, Foss OA. A biomechanical comparison of composite femurs and cadaver femurs used in experiments on operated hip fractures. *Journal of biomechanics* 2014;47(16):3898-902. 2014/12/04. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.025.
257. Wu HF, Chang CH, Wang GJ, Lai KA, Chen CH. Biomechanical investigation of dynamic hip screw and wire fixation on an unstable intertrochanteric fracture. *Biomed Eng Online* 2019;18(1):49. 2019/04/26. doi: 10.1186/s12938-019-0663-0.
258. Tuncay I, Yıldız F, Bilsel K, Uzer G, Elmadağ M, Erden T, et al. Biomechanical Comparison of 2 Different Femoral Stems in the Shortening Osteotomy of the High-Riding Hip. *The Journal of arthroplasty* 2016;31(6):1346-51. 2016/01/23. doi: 10.1016/j.arth.2015.12.005.
259. Bouxsein ML, Courtney AC, Hayes WC. Ultrasound and densitometry of the calcaneus correlate with the failure loads of cadaveric femurs. *Calcified tissue international* 1995;56(2):99-103. 1995/02/01. doi: 10.1007/bf00296338.
260. Courtney AC, Wachtel EF, Myers ER, Hayes WC. Age-related reductions in the strength of the femur tested in a fall-loading configuration. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1995;77(3):387-95. 1995/03/01. doi: 10.2106/00004623-199503000-00008.
261. Cheng XG, Lowet G, Boonen S, Nicholson PH, Brys P, Nijs J, et al. Assessment of the strength of proximal femur in vitro: relationship to femoral bone mineral density and femoral geometry. *Bone* 1997;20(3):213-8. 1997/03/01. doi: 10.1016/s8756-3282(96)00383-3.
262. Abouelela AA. Salvage of failed trochanteric fracture fixation using the Revitan curved cementless modular hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty* 2012;27(7):1382-8. 2011/12/08. doi: 10.1016/j.arth.2011.10.021.
263. Laffosse JM, Molinier F, Tricoire JL, Bonneville N, Chiron P, Puget J. Cementless modular hip arthroplasty as a salvage operation for failed internal fixation of trochanteric fractures in elderly patients. *Acta orthopaedica Belgica* 2007;73(6):729-36. 2008/02/12.
264. Thakur RR, Deshmukh AJ, Goyal A, Ranawat AS, Rasquinha VJ, Rodriguez JA. Management of failed trochanteric fracture fixation with cementless modular hip arthroplasty using a distally fixing stem. *The Journal of arthroplasty* 2011;26(3):398-403. 2010/04/20. doi: 10.1016/j.arth.2010.01.103.
265. Talmo CT, Bono JV. Treatment of intertrochanteric nonunion of the proximal femur using the S-ROM prosthesis. *Orthopedics* 2008;31(2):125. 2009/03/19. doi: 10.3928/01477447-20080201-35.
266. Krishnan H, Krishnan SP, Blunn G, Skinner JA, Hart AJ. Modular neck femoral stems. *The bone & joint journal* 2013;95-b(8):1011-21. 2013/08/03. doi: 10.1302/0301-620x.95b8.31525.
267. Fitch DA, Ancarani C, Bordini B. Long-term survivorship and complication rate comparison of a cementless modular stem and cementless fixed neck stems for primary total hip replacement. *International orthopaedics* 2015;39(9):1827-32. 2015/07/15. doi: 10.1007/s00264-015-2894-4.
268. Konan S, Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP. Modular tapered titanium stems in revision arthroplasty of the hip: The Risk and Causes of Stem Fracture. *The bone & joint journal* 2016;98-b(1 Suppl A):50-3. 2016/01/07. doi: 10.1302/0301-620x.98b1.36442.
269. Jin SY, Jin JY, Kim MG, Kim WJ, Yoon TR, Park KS. Cementless total hip arthroplasty for failed treatment of subtrochanteric fracture. *BMC Musculoskelet Disord* 2021;22(1):384. 2021/04/26. doi: 10.1186/s12891-021-04268-8.
270. Zang J, Uchiyama K, Moriya M, Fukushima K, Takahira N, Takaso M. Long-term outcomes of Wagner self-locking stem with bone allograft for Paprosky type II and III bone defects in revision total hip arthroplasty: a mean 15.7-year follow-up. *Journal of Orthopaedic Surgery* 2019;27(2):2309499019854156.
271. Sandiford NA, Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP. Nonmodular Tapered Fluted Titanium Stems Osseointegrate Reliably at Short Term in Revision THAs. *Clinical orthopaedics and related research* 2017;475(1):186-92. 2016/11/01. doi: 10.1007/s11999-016-5091-x.
272. Park KS, Jin SY, Lim JH, Yoon TR. Long-term outcomes of cementless femoral stem revision with the Wagner cone prosthesis. *Journal of orthopaedic surgery and research* 2021;16(1):375. 2021/06/13. doi: 10.1186/s13018-021-02457-8.
273. Krause PC, Braud JL, Whatley JM. Total hip arthroplasty after previous fracture surgery. *Orthopedic Clinics* 2015;46(2):193-213.

274. Raiford ME, Barra MF, Myers TG. A Conversion Total Hip Arthroplasty Is Not a Primary Total Hip Arthroplasty. *Operative Techniques in Orthopaedics* 2019;29(3):100725.
275. Haentjens P, Casteleyn PP, Opdecam P. Hip arthroplasty for failed internal fixation of intertrochanteric and subtrochanteric fractures in the elderly patient. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 1994;113(4):222-7. 1994/01/01. doi: 10.1007/bf00441837.
276. Tabsh I, Waddell JP, Morton J. Total hip arthroplasty for complications of proximal femoral fractures. *Journal of orthopaedic trauma* 1997;11(3):166-9. 1997/04/01. doi: 10.1097/00005131-199704000-00005.
277. Bechtol C. Fundamental studies in the design of metal screws for internal fixation of bone. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 1956;38:1385.
278. BURSTEIN AH, CuRREY J, FRANKEL VH, HEIPLE KG, LUNSETH P, VESSELY JC. Bone strength: the effect of screw holes. *JBJS* 1972;54(6):1143-56.
279. Edgerton BC, An KN, Morrey BF. Torsional strength reduction due to cortical defects in bone. *Journal of orthopaedic research* 1990;8(6):851-5.
280. Lee Y-K, Kim JT, Alkitaini AA, Kim K-C, Ha Y-C, Koo K-H. Conversion hip arthroplasty in failed fixation of intertrochanteric fracture: a propensity score matching study. *The Journal of arthroplasty* 2017;32(5):1593-8.
281. Grimsrud C, Monzon RJ, Richman J, Ries MD. Cemented hip arthroplasty with a novel cerclage cable technique for unstable intertrochanteric hip fractures. *The Journal of arthroplasty* 2005;20(3):337-43. 2005/04/06. doi: 10.1016/j.arth.2004.04.017.
282. Yuan BJ, Abdel MP, Cross WW, Berry DJ. Hip Arthroplasty After Surgical Treatment of Intertrochanteric Hip Fractures. *The Journal of arthroplasty* 2017;32(11):3438-44. 2017/07/18. doi: 10.1016/j.arth.2017.06.032.
283. Parvizi J, Erath MH, Lewallen DG. Thirty-day mortality following hip arthroplasty for acute fracture. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 2004;86(9):1983-8. 2004/09/03. doi: 10.2106/00004623-200409000-00017.
284. Zhang B, Chiu K-y, Wang M. Hip arthroplasty for failed internal fixation of intertrochanteric fractures. *The Journal of arthroplasty* 2004;19(3):329-33.
285. Ross BJ, Patel AH, Wilder JH, Weldy JM, Dranoff CS, Weintraub MJ, et al. Femur Strength is Similar Before and After Iatrogenic Fracture During Total Hip Arthroplasty: A Biomechanical Analysis. *Arthroplasty today* 2022;15:47-54. 2022/04/12. doi: 10.1016/j.artd.2022.02.007.
286. Lamb JN, Coltart O, Adekanmbi I, Pandit HG, Stewart T. Comparison of axial-rotational postoperative periprosthetic fracture of the femur in composite osteoporotic femur versus human cadaveric specimens: A validation study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H, Journal of engineering in medicine* 2022;236(7):973-8. 2022/05/24. doi: 10.1177/09544119221092842.
287. Sah AP, Thornhill TS, LeBoff MS, Glowacki J. Correlation of plain radiographic indices of the hip with quantitative bone mineral density. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 2007;18(8):1119-26. 2007/03/07. doi: 10.1007/s00198-007-0348-6.
288. Poole KE, Mayhew PM, Rose CM, Brown JK, Bearcroft PJ, Loveridge N, et al. Changing structure of the femoral neck across the adult female lifespan. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research* 2010;25(3):482-91. 2009/07/15. doi: 10.1359/jbmr.090734.
289. Zdero R, Bougherara H, Dubov A, Shah S, Zalzal P, Mahfud A, et al. The effect of cortex thickness on intact femur biomechanics: a comparison of finite element analysis with synthetic femurs. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H, Journal of engineering in medicine* 2010;224(7):831-40. 2010/09/16. doi: 10.1243/09544119jeim702.