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

Kısaltmalı Total Kalça Artroplastilerinde Uygulanan Oblik ve Basamaklı Femur Osteotomilerinin Biyomekanik Olarak Karşılaştırılması

Dr. Fatih Yıldız
Tez Danışmanı: Doç. Dr. Önder Kılıçoğlu

İSTANBUL
2012

ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR

Kliniğimizde, kalça ultrasonografisi ile erken tanı koyarak kalça çıkığı gelişmesini engellediğimiz hastaların yanında, bu şansı kaçırmış olmaları nedeniyle kısaltmalı total kalça artroplastisi uyguladığımız pek çok hastayı da ameliyat öncesi ve sonrası izleme şansım oldu. Genç yaşta semptomatik hale gelmiş ve henüz ameliyat olamamış hastaların bir kısmının yüzünde, engelleriyle birlikte yaşamaktan kaynaklanan mahcubiyeti gördüm. Bazısı ise en büyük isteklerinin eşleri ya da çocukları ile birlikte ağrıları olmadan, aynı hızda ve mesafede yürüyebilmek olduğunu söylemişti. Çoğu genç yaştaki bu hastaların ameliyat öncesi engelleriyle, ameliyat sonrası da hayat boyu kendilerini bekleyen, cerrahinin çeşitli komplikasyonlarıyla birlikte yaşadıkları bedensel ve ruhsal zorluklar düşünülürse, bu konudaki çalışmaların gerekliliği daha iyi anlaşılabilir.

İstanbul Tıp Fakültesindeki öğrenciliğimden bu güne kadar mesleki bilgi ve becerilerimin gelişmesine katkıda bulunan değerli hocalarıma, asistanlığım süresince birer kardeş gibi yaşadığım değerli asistan arkadaşlarıma, anabilim dalımızın tüm hemşire ve personeline ayrı ayrı teşekkür ederim.

Artroplastiyi öğrenme konusunda ve akademik anlamda verdiği sınırsız desteğin yanında, kişiliği ve insanlarla iletişimi yönüyle de benim için eşsiz bir örnek olması nedeniyle anabilim dalı başkanımız değerli hocam Prof. Dr. Önder Yazıcıoğlu'na ayrıca teşekkür ederim.

Sabrı ve hoşgörüsü ile yetişmemde büyük katkıları olan, her zaman kendisine ihtiyaç duyacağım çok değerli tez hocam, ağabeyim Doç. Dr. Önder Kılıçoğlu'na, her konuda kapısını bana açık tuttuğu için teşekkürü bir borç bilirim.

Uzmanlık eğitimim boyunca sevgi ve yardımını esirgemeyen, her türlü sıkıntımda yardımıma koşan değerli ağabeyim Doç. Dr. Ata Can Atalar'a, benim üzerimde çok emeği olan, bilgi ve tecrübesiyle beni sürekli cesaretlendiren, bana ilk kısaltmalı total kalça protezi ameliyatımı yaptırtan Op. Dr. Fatih Dikici'ye teşekkürlerimi sunarım.

Deneyler sırasında yardımlarını hiç esirgemeyen İ.T.Ü Makina Fakültesi öğretim üyelerinden Dr. Ergun Bozdağ'a, Dr. Emin Sünbüboğlu'na, Meral Tuna'ya, Buğra Bekler'e, Cansel Gürcan'a, Burcu Hasdemir'e ve Orhan Kamburoğlu'na ayrıca teşekkür ederim.

Hayatım boyunca bana her türlü desteği veren aileme, asistanlık hayatım boyunca bana sürekli destek olan hayat arkadaşım Dr. Edibe Pembegül Yıldız'a ve bu yoğun asistanlık sürecimde benimle oynayabileceği dakikaları her gün sabırla bekleyen kızım, Elif'ime en içten sevgilerimle...

Dr. Fatih Yıldız

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....I
İÇİNDEKİLER.....II
TABLOLAR.....IV
ŞEKİLLER.....V
GRAFİKLER.....IV
KISALTMALAR.....X
TÜRKÇE ÖZET.....X1
İNGİLİZCE ÖZET.....XII
I- GİRİŞ VE AMAÇ.....1
II- GENEL BİLGİLER.....4
A- Tarihçe.....4
B- Kalçanın Embriyolojisi ve Gelişimsel Anatomisi.....9
C- Kalça Anatomisi.....10
D- Kalça Eklemi Biyomekaniği.....13
E- Gelişimsel Kalça Displazisi.....17
1. Etiyoloji.....18
2. Patoanatomi.....19
a. Kemiksel Değişiklikler.....19
b. Yumuşak Dokudaki Değişiklikler.....21
3. Klinik Bulgular.....22
4. Sınıflandırma.....23
5. Gelişimsel Kalça Displazisine İkincil Yüksekte Kalça Çıkığının Tedavisi.....25
a. Kalça Artrodezi.....26
b. Pelvik Destek Osteotomileri.....26
c. Total Kalça Artroplastisi.....29
III- GEREÇLER VE YÖNTEM.....35
A- Deneyin Oluşturulmasında Kullanılan Gereçler.....35
B- Yöntem.....38
1. Kısaltma Osteotomisinin Sentetik Kemik Modellerine Uygulanması.....39
a. Oblik Osteotomi.....40
b. Basamaklı Osteotomi.....41
2. Modellerin Test Cihazına Kurulumu.....42

3. Aksiyel Yükleme Testleri 44
4. Torsiyonel Yükleme Testleri 46
5. Osteotomi Hattındaki Deplasmanın Ölçülmesi 49
IV- BULGULAR 52
A- Aksiyel Yükleme Testlerinden Elde Edilen Bulgular 52
1. Modellerdeki Görsel Değişiklikleri 52
2. Modellerdeki Biyomekanik Değişiklikler 56
B- Torsiyonel Yükleme Testlerinden Elde Edilen Bulgular 60
1. Modellerdeki Görsel Değişiklikleri 60
2. Modellerdeki Biyomekanik Değişiklikler 63
C- Bulguların Özeti 71
V- TARTIŞMA 72
VI- SONUÇLAR 84
VII- KAYNAKLAR 85
ÖZGEÇMİŞ XIII

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1: Deney guruplarının oluşturulması, her gurupta sekizer adet denek bulunmaktadır.

Tablo 2A: Aksiyel yüklenme testlerinde her grupta modellerde ortaya çıkan kırık tipleri.

Tablo 2B: Rotasyonel yüklenmeler sonrası modellerde ortaya çıkan kırık şekilleri.

Tablo 3A: Aksiyel yüklenmelerdeki test sonuçları.

Tablo 3B: Rotasyonel yüklenmelerdeki test sonuçları.

Tablo 4: Bulgularin özeti.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Kalça eklem çevresi bağlar.
Şekil 2: Kalça abduksiyon ve adduksiyon momentleri.
Şekil 3A: Femurun üst ucunun yüklenmesi.
Şekil 3B: Femur başına etkiyen kuvvetler.
Şekil 4A ve B: Yüksekte kalça çıkıklı bir olgunun 3 boyutlu BT görüntülemesinde gerçek asetabulumunun üçgen şeklindeki görünümü. Gerçek asetabulumun derinliğinde azalma ve duvarlarındaki yetersizlik görülmekte. Femur medullasının ön-arka çapının, medio-lateral çapına göre artmış olduğu görülmekte .
Şekil 5: A-Femur boynunun anteversiyonu ve pelvik inklinasyonun artmış olduğu görülmekte, **B-**Farklı bir hastanın pelvis grafisinde çıkık kalçanın olduğu tarafta iliak kemik karşı tarafa oranla daha küçük, femur medullası daralmış ve düzleşmiş görülmekte.
Şekil 6A ve B: Bilateral yüksekte kalça çıkıklı hastanın sağ dizindeki valgus deformitesi görülmekte.
Şekil 7: Crowe sınıflamasında ölçümler.
Şekil 8: Crowe sınıflaması.
Şekil 9: Hartofilakidis sınıflaması.
Şekil 10: Lorenz'in bifurkasyon osteotomisi.
Şekil 11: Schanz tipi osteotomilerden olan Blount tekniğinin uygulanışı.
Şekil 12: Hass osteotomisinin uygulanışı.
Şekil 13A ve B: Unilateral eksternal fiksatör kullanılarak, İlizarov metodu ile tedavi edilmiş yüksekte kalça çıkıklı bir hastanın ameliyat öncesi ve sonrası klinik ve radyografik görünümü.
Şekil 14A: Femur kısaltma amacıyla Dunn ve Hess tarafından tariflenen trokanter osteotomisi ve proksimal femur rezeksiyonu.
Şekil 14B: Paavilainen'in tanımladığı trokanter major osteotomisi ve proksimal femur rezeksiyonu ile kısaltmalı total kalça protezi.
Şekil 15: Transvers osteotomi ile femur kısaltma.

Şekil 16: Subtrokanterik oblik osteotomi ile femur kısaltma.

Şekil 17: Basamaklı osteotomi tekniği ile femur kısaltma. Bu osteotomide, osteotominin transvers kesileri olan proksimal-lateral ve distal-medial bölümlerinin yerleri değiştirilebilir ve basamaklar farklı açılarda oluşturulabilir. Böylece, önceden yapılmış bir Schanz osteotomisi gibi, proksimal femurda bir deformite varsa daha kolay düzeltilebilir.

Şekil 18: Kompozit femur test materyalinin önden ve arkadan görünümü (Synbone 2230).

Şekil 19A: Synergy size 16;
baş boyun açısı 131°
konik çap 16 mm
uzunluk 170 mm
ön-arka çap 21 mm
medio-lateral çap 35 mm
boyun yüksekliği 32 mm
boyun ofseti 40mm
boyun uzunluğu 34 mm

Şekil 19B: Primer Echelon size 17;
baş boyun açısı 131°
çap 17 mm
uzunluk 150 mm
boyun yüksekliği 32 mm
boyun ofseti 40mm
boyun uzunluğu 34 mm

Şekil 20: Protezi test cihazına adapte etmek amacıyla kullanılan ara bağlantı parçası.

Şekil 21: MTS 858 Mini Bionix II universal test cihazı ve 3D DIC sistemi (İki-kamera optik şekil değişimi ölçüm sistemi)

Şekil 22: **A-**Femur boyun osteotomisi ve medullanın uygun stem için hazırlanmasından sonra yapılacak osteotomiler şaft ile 45° açıda ve birbiri arasında 30 mm olacak şekilde model üzerine çizildi, **B-**Osteotomiler kesici motor ile yapıldı, **C-**Stem önce proksimal sonra distal medulladan geçirilerek çakıldı, **D-**Osteotomi hattında kemik yüzeylerin tam

olarak birbiri üzerine oturduğu kontrol edildi, bir adet çelik kablo ile osteotomi hattına dik tespit yapıldı ve CoCr baş yerleştirilerek test için hazırlandı.

Şekil 23: A-Femur boyun osteotomisinden sonra medulla uygun stemin oyucu ve raspası ile hazırlandı ve yapılacak osteotomi hattı model üzerine uygun açı ve ölçülerde çizildi, **B-** Kesici motor ile osteotomiler yapılırken osteotomilerin kesişim noktalarında çentiklenme olmamasına özen gösterildi, sonrasında fragmanlar çıkartıldı, **C-** Uygun stem, osteotomize edilmiş modelin önce proksimal fragmanına yerleştirildi sonra distal medullaya çakıldı **D-** Osteotomi hattındaki kemik yüzeylerin uygun bir şekilde örtüştüğü görüldükten sonra bir adet çelik kablo ile femur anatomik aksına dik olacak şekilde tespit yapıldı .

Şekil 24: Femur kondillerinin polyester macuna tutunumunu artırmak için birbirine 90° açı ile iki adet Kirshner teli yerleştirildi.

Şekil 25: A-Modellerin, içlerine polyester macun doldurulmuş PVC borulara anatomik akslarına dik olarak gömülebilmesi için üretilen *gömmatik,* **B-**Kısaltmalı femur protezi modelinin polyester macun içerisine gömülme işlemi.

Şekil 26: A-Oblik kısaltıcı osteotomi, **B-**Basamaklı kısaltıcı osteotomi sonrası vertikal ile 16° açı yapacak şekilde MTS biyomekanik test cihazına modellerin yerleştirilmesi.

Şekil 27: A-Modellerin femoral stemin merkezi, içlerine gömüldükleri boruların merkezinden geçecek şekilde hazırlanması **B-**Femoral steme moment uygulanmasında kullanılan ara bağlantının steme yerleştirilmesi.

Şekil 28: A-Torsiyon deneyleri için test cihazına yerleştirilen modelin önden, **B-**Yandan görünüşü.

Şekil 29A, B ve C: İki kamera stereo optik sisteminde kalibrasyon işlemi görülmekte.

Şekil 30: Konik femoral stem (Synergy)-oblik osteotomi seçeneğinde, son yüklenmelerden sonra ortaya çıkan kırık paternleri görülmekte **A-**Transvers, tek korteks, deplase olmamış kırık, **B-**Oblik, lateralde kelebek fragman içeren, deplase kırık ve **C-** Uzun oblik, osteotomi hattına uzanan ancak osteotomi hattındaki kemik tespiti instabil hale getirmemiş bir kırık.

Şekil 31: Konik (Synergy) femoral stemin basamaklı femur kısaltıcı osteotomide kullanılması sonrası yapılan yüklenmelerden elde edilen kırık tipleri. **A-**Deplase

olmamış, transvers kırık, **B-**Uzun oblik, deplase kırık, **C-**Osteotomi hattına uzanan uzun oblik kırık.

Şekil 32: A-Ön yük *(preload)* sırasında anterolatral kortekste fissür gelişen modelde failure load sırasında protezin alt seviyesinden nondeplase kırık hattı oluştu, **B-**Transvers kırık, **C-**Uzun oblik ancak osteotomi hattına ulaşmayan kırık, **D-**Osteotomi hattına ulaşan uzun oblik kırık şekli, **E-**Segmenter kırık örneği.

Şekil 33: Basamaklı osteotomi ve silindirik stem (Primer Echelon) uygulanmış gruptaki kırık şekillleri görülmekte, **A-**Deplase olmamış kırık, **B-**Kısa oblik kırık, **C-**Transvers kırık, **D-**Osteotomi hattına uzanan uzun oblik kırık.

Şekil 34: Konik protez-oblik osteotomi grubunda kırık paternleri. A-osteotomi hattına uzanan oblik kırık, **B-**Osteosentezin yetersizliği ve **C-**Distal fragmanın proksimalinde, çelik kablonun geçtiği bölgeden kırık.

Şekil 35: Konik protez basamaklı osteotomi gurubundaki modellerin kırılma özellikleri. **A-**Trokanter major ve minorde 3 parça kırık, **B-**Spiral kırık ve **C-**Kablonun hemen altında ortaya çıkan lateral korteks kırığı.

Şekil 36: Oblik osteotomi ile birlikte silindirik protez kullanıldığında torsiyonel kuvvetlere modellerin cevabı **A-**Uzun oblik kırık ve osteotomi hattında ayrışma, B-Osteotomi hattında ayrışma ve kırık, **C-**Kırık olmadan sadece osteotomide ayrışma.

Şekil 37: Basamaklı osteotomide silindirik protezin kullanılması ile rotasyonel kuvvetler modellerde meydana gelen kırık tipleri **A-**Spiral şeklindeki kırık osteotomiye ulaşmasına rağmen osteotomi hattında koronal planda gözle görülür bir deplasmana neden olmamış, **B-**Rotasyonel dönmeye bağlı olarak spiral kırık ile birlikte koronal planda, kemiğin anteriyorunda osteotomi hattında açılma görülmekte.

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1: Grup 1'deki ilk modelin aksiyel siklik yüklenmeler sonrasındaki yetersizlik yüklenmesinin grafiği.
Grafik 2A ve B: Grup 1'deki ilk modelin aksiyel yüklenmeler sırasındaki başlangıç (A) ve son (B) sertliklerinin hesaplanmasında kullanılan yük deplasman grafikleri
Grafik 3: Grup 6'daki ilk modelin aksiyel siklik yüklenmeler sonrasındaki yetersizlik yüklenmesinin grafiği.
Grafik 4A ve B: Grup 5'in ilk modelin aksiyel yüklenmeler sırasındaki başlangıç ve son sertliklerinin hesaplanmasında kullanılan yük deplasman grafikleri.
Grafik 5: 3-boyutlu görüntü analizi sistemi ile elde edilen hareket analizlerinin grafiği. **A-** Yatay yönde hareket(x), **B-**Düşey yönde hareket (y) ve **C-**Ön-arka yönde (z) hareket.
Grafik 6: Grupların en az, en çok ve ortalama başlangıç sertlikleri arasındaki ilişki görülmekte.
Grafik 7: Grupların en az, en çok ve ortalama son sertlikleri arasındaki ilişki görülmekte.
Grafik 8: Grupların en az, en çok ve ortalama kırılma yükleri arasındaki ilişki görülmekte.
Grafik 9: Grupların kırılma sırasındaki deplasmanlarının en az, en çok ve ortalama arasındaki ilişki görülmekte.
Grafik 10: Grupların en az, en çok ve ortalama başlangıç sertlikleri arasındaki ilişki görülmekte.
Grafik 11: Grupların en az, en çok ve ortalama son başlangıç sertlikleri arasındaki ilişki görülmekte.
Grafik 12: Grupların en az, en çok ve ortalama failure torkları arasındaki ilişki görülmekte.
Grafik 13: Grupların en az, en çok ve ortalama failure açılanmaları arasındaki ilişki görülmekte.

KISALTMALAR

GKD: Gelişimsel kalça displazisi

M.Ö: Milattan önce

M.S: Milattan sonra

TOTBİD: Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği

SICOT: Uluslararası Ortopedik Cerrahi ve Travmatoloji Cemiyeti

AAOS: Amerikan ortopedik cerrahlar akademisi

Lig: Ligamentum

M. : Muskulus

BT: Bilgisayarlı Tomografi

AP: Antero-Posteriyor

PVC: Poli Vinil Klorür

CoCr: Kobalt Krom

DIC: Dijital Görüntüleme Korelasyonu

N: Newton

Nm: Newton-metre

Nmm: Newton-milimetre

Hz: Hertz

mm/sn: milimetre/saniye

dk: dakika

ÖZET

Kısaltmalı Total Kalça Artroplastilerinde Uygulanan Oblik ve Basamaklı Femur Osteotomilerinin Biyomekanik Olarak Karşılaştırılması

Amaç: Bu çalışmada, gelişimsel kalça displazisine ikincil yüksekte kalça çıkığının tedavisi için yapılan kısaltmalı total kalça artroplastisi ameliyatlarında uygulanan oblik ve basamaklı femur kısaltma osteotomilerinin biyomekanik özellikleri, konik ve silindirik protez seçenekleri kullanarak aksiyel ve rotasyonel kuvvetler altında ayrı ayrı karşılaştırıldı.

Gereç ve Yöntem: Oblik ve basamaklı osteotomilerin konik ve silindirik femoral stemler ile 4 farklı seçenekte uygulandığı 64 sentetik femur modelinin yarısına aksiyel, diğer yarısına da rotasyonel kuvvetler uygulanarak stabiliteleri açısından test edildiler. Tüm modellere ön yüklemelerden sonra 3 Hz'de 10000 kez, aksiyel bending gruplarında 100-1000 N kuvvet ile, rotasyonel burma gruplarında ise 0,5-10 Nm tork ile siklik yükleme yapıldı. Siklik yüklemeleri tamamlayanlarda ise kuvvet kontrolden deplasman kontrole geçilerek, modellerde yetersizlik gelişene kadar devamlı yükleme yapıldı. Tüm grupların kırılma paternleri, kırılma yükleri, bu kuvvetlerdeki deplasmanları ve osteotomi hattında ortaya çıkan deplasmanlarının yönleri ve miktarları kaydedildi.

Bulgular: Aksiyel yükleme gruplarında, osteotomi tiplerinin ortalama sertlikleri ve kırılma yükleri arasında anlamlı bir fark olmadığı, ancak konik protez yapılanların ortalama kırılma yüklerinin silindirik olanlardan daha yüksek olduğu görüldü ($P<0,001$). Rotasyonel stabiliteleri açısından gruplar arasındaki tek anlamlı fark, konik protez uygulananlarda oblik osteotomilerin basamaklı osteotomilerden daha stabil olması idi ($P<0,05$). Silindirik protez uygulananlarda grupların stabiliteleri arasında fark yoktu.

Sonuçlar: Kısaltmalı total kalça artroplastisinde, konik protez kullanıldığında oblik osteotomiler basamaklı olanlardan rotasyonel olarak daha stabil olmaktadır. Silindirik protezler kullanıldığında ise osteotomilerin stabiliteleri arasında fark yoktur. Aksiyel kuvvetler altında konik protezler ile oblik osteotomilerin uygulanması, basamaklı osteotomilere göre daha stabil bir rekonstrüksiyon sağlamıştır.

İNGİLİZCE ÖZET

Biomechanical Comparison of Oblique and Step-cut Osteotomies of the Femur In Total Hip Arthroplasty with Femoral Shortening

Objective: To compare the biomechanical properties of oblique and step-cut femoral shortening osteotomies, which are used in total hip arthroplasty for the treatment of high dislocation of the hip secondary to developmental hip dysplasia, in groups treated with conical or cylindrical femoral prostheses and subjected to axial and rotational forces.

Material and Methods: 64 synthetic femur models were divided into four groups, where the femora were osteotomized in either oblique or step-cut fashion and inserted with either conical or cylindrical femoral stems. Half of the models received axial bending force and the other half received torsional force, and were tested for their stability. After preloading, the femora underwent cyclic loading for 10000 cycles at 3 Hz. (100 to 1000 N axial bending or 0.5 to 10 Nm cyclical torque). After the completion of cyclic loading, the models were loaded until failure. Failure pattern, failure load, displacement at failure, vectoral direction and amount of displacement at the osteotomy site were recorded for all groups.

Results: In axial bending groups, there was no statistical difference in stiffnesses and failure loads between osteotomy types. However, mean load to failure was statistically higher in femora with conical prostheses when compared with those with cylindrical prostheses ($p<0.001$). Concerning rotational stability, the only significant finding was that the stability of oblique osteotomy was higher than step-cut osteotomy in femora with conical prostheses ($P<0.05$). There was no significant difference between osteotomy types in femora with cylindrical prosthesis ($P>0.1$).

Conclusion: Rotational stability of oblique osteotomy is higher than step-cut femoral shortening osteotomy when a conical prosthesis is used in total hip arthroplasty with femoral shortening. Under axial forces, when a tapered stem is used, an oblique osteotomy is more stable than a step-cut osteotomy.

I- GİRİŞ ve AMAÇ

Kalça çıkığı Amerikan Pediatri Derneği tarafından *femur başının asetabulum ile ilişkisinin bozulması* şeklinde tanımlanmış olsa da, hastalığın prenatal dönemden erişkin döneme kadar insan gelişiminin her aşamasında farklı özellikler göstermesi bu tanımın günümüzde yetersiz kalmasına neden olmuştur. Kalça çıkığı çok genel anlamda kullanılan bir tanımdır. Bu tanım asetabuler displazi, kalçanın subluksasyonu ve yüksekte kalça çıkığı gibi, tedavileri hastanın yaşına ve hastalığın evresine göre birbirinden farklılıklar gösteren patolojileri de içermektedir. Günümüzde, *gelişimsel kalça displazisi (GKD)* olarak tanımlanan bu hastalık kalça ekleminin gelişimindeki bir yetersizlikten tam çıkığa kadar çok farklı şekillerde karşılaşılabilen ortopedik bir patolojidir.

Erişkinlerdeki ihmal edilmiş kalça çıkığı olgularının çok büyük bir bölümü, koruyucu hekimliğin ön plana çıkması ve dünyada giderek yaygınlaşan, tüm yenidoğan bebeklerin kalça ultrasonografisi ile taranması sayesinde erken tanı ile önlenebilmiştir. Son yıllardaki bu gelişmelere rağmen erişkinlerdeki ihmal edilmiş kalça çıkığı olgularına halen tüm dünyada ve ülkemizde sık olarak rastlanmaktadır. GKD görülme sıklığı ırka ve coğrafi faktörlere göre farklılık gösterse de insidansının değişik serilerde %0,1 ile %10 arasında olduğu bildirilmektedir.[1-3] Türkiye 'de GKD insidansının, çoğu yenidoğan taramaları şeklinde olan çalışmalara göre %0,5 ile %1,5 arasında olduğu bilinmektedir.[4-9] Yıllık canlı doğum sayısının 1.300.000 olduğu ülkemizde, her yıl en az 7-19 bin GKD'li bebeğimizin nüfusa katıldığı düşünülebilir.[11] Ülkemizdeki farklı bölgelerden 6 ay ile 14 yaş arasındaki 4947 çocuk üzerinde yapılan güncel bir çalışmada, sublukse ya da disloke kalça prevalansının %0,59 olduğu saptanmıştır.[12] Bu oran ülkemizdeki 0-14 yaş arası 18 milyon 873 bin çocuktan 111.000'inde önlenebilir bir sakatlık olduğu anlamına gelmektedir. GKD'li bireyler erken tanı konularak uygun bir şekilde tedavi edilmediği takdirde toplumdaki toplam sağlıklı yaşam günü ortalamasının düşmesine, sosyal güvenlik kurumu yükünün artmasına ve ciddi iş gücü kayıplarına neden olmaktadır.

Tüm total kalça artroplastilerinin %8-29'unun gelişimsel kalça displazisine ikincil kalça çıkığı veya osteoartrit nedeniyle uygulandığı bilinmektedir.[13] Bu hastaların tedavisindeki zorluklar, ortaya çıkan komplikasyonlar ve takiplerindeki sorunlar tüm dünyadaki ortopedistler için halen büyük önem taşımaktadır. Kalça çıkığına ülkemizin de içinde bulunduğu Akdeniz ülkelerinde dünya ortalamasının üzerinde bir sıklıkla rastlanması, erken

tanı ve tedavi yöntemlerinin giderek yüz güldürücü hale gelmesi, ihmal edilmiş olguların tedavisindeki güçlükler ve yüksek maliyet bu hastalığın önlenmesi ve tedavisi ile ilgili daha fazla araştırma yapılması gerekliliğini ortaya koymuştur.

İhmal edilmiş asetabuler displaziye ikincil yüksekte kalça çıkığı olan hastalarda total kalça artroplastisi ameliyatları ile bu hastalarımızın yaşamlarını büyük ölçüde kolaylaştırmış ve onlara daha konforlu bir hayatı yaşama şansı tanımış oluyoruz. Diğer taraftan, artan insan ömrü ile birlikte zaten genç ve aktif yaşlarındaki bu hastalara kısaltmalı total kalça protezi uygulamak bizlere ve hastalara çeşitli sorunları da beraberinde getirmektedir. Teknolojinin gelişmesi ile birlikte zaman içerisinde paslanmaz çeliğin yerini kobalt krom ve seramik baş çeşitleri almış, çimentolu femoral ve asetabuler komponentlerin yanında çimentosuz olarak uygulanabilen poröz ve hidroksiapatit kaplı komponentler gibi çok çeşitli protez çeşitleri de bizlere bu cerrahiyi uygularken farklı implant seçenekleri sunmaktadır. Ancak tüm bu gelişmelere rağmen, bu sorunlar yaklaşık yarım asırdır tüm dünyadaki ortopedistler tarafından tartışılmakta ve güncelliğini korumaktadır. Tartışmalar genel olarak protezin tespit tipi, polietilen veya metal-metal protez kullanımı, kemik defektlerinin rekonstrüksiyonu, asetabulumun gerçek yerine indirilip indirilmemesi, femur kısaltma osteotomisi yapılıp yapılmaması, femoral kısaltmanın hangi teknikle yapılmasının daha güvenli olduğu gibi başlıklar üzerinden yapılmaktadır. Modern ortopedik cerrahinin günlük uygulamalarından ayrı ve uzakta düşünemeyeceğimiz teknoloji ve sanayinin bizlere vermiş olduğu imkanları kullanarak bu sorunlara çözümler aranmakta, bu amaçla yapılan deneysel ve klinik çalışmaların sonuçları ortopedistlere sorunları ile başa çıkabilmeleri için ışık tutmaya devam etmektedir.

Yüksekte kalça çıkığında total kalça artroplastisi ameliyatları yapan cerrahlar ameliyatın asıl zorlandıkları bölümünün femoral komponent aşaması olduğunu belirtmektedirler.[32] Ameliyatın bu aşamasındaki teknik zorluklar genel olarak femurun patoanatomisindeki değişiklikler ve kısaltma osteotomisinin uygulamasından kaynaklanmaktadır. Femoral kısaltmalı total kalça protezi ameliyatlarında yukarıda da kronolojik olarak özetlendiği üzere çok çeşitli femur kısaltma osteotomileri vardır. Bu kısaltıcı osteotomi tiplerinden hangisinin yapılacağına ise günümüzde genel olarak proksimal femurun patoanatomik özellikleri, cerrahın tercihi ve tecrübesi ile karar verilmektedir. Bizim kliniğimizde ise oblik ve basamaklı trokanter altı femur kısaltıcı osteotomiler daha sık olarak uygulanmaktadır.

Yüksekte kalça çıkıklı hastalara uygulanan kısaltmalı total kalça artroplastilerini primer total kalça artroplastilerinden ayıran en önemli fark yapılmış olan femur osteotomisidir. Ameliyat sonrası dönemde ortaya çıkabilecek komplikasyonların en önemlilerinden bir tanesi buradaki osteotominin kaynamamasıdır. Genel olarak kemik kaynamasının sağlanması için iki temel mekanizma gereklidir. Bunlardan birincisi organizmanın biyolojik desteğidir. Her ne kadar yumuşak dokuya saygılı bir cerrahi uygulansa ve aradan çıkartılan kemik fragmanlar otogreft olarak osteotomi hattı etrafına tespit edilse de biyolojik etken risk altındadır. Bu hastalarda kaynamayı riske sokacak asıl etken ise osteotomi hattındaki mekanik yetersizliktir. Osteotomi hattındaki stabiliteyi sağlamada femur medullasına yerleştirilmiş olan femoral stemin katkısı yanında, farklı cerrahi tekniklerde uygulanmış olan plak-vida, kablo, serklaj teli veya kemik pegler ile yapılmış olan tespitin de önemi vardır. Bu hastalara genel olarak osteotomi hattında radyolojik kaynama dokusu görülünceye kadar yaklaşık 6 – 12 hafta süre ile yük verdirilmemektedir. Bu durum daha çok osteotominin stabilitesindeki yetersizlik endişesinden kaynaklanmaktadır.

Her ne kadar literatürde farklı femur kısaltıcı osteotomi tipleri ile yapılmış ameliyatların klinik ve radyolojik sonuçlarını karşılaştıran çalışmalar olsa da bu osteotomi tiplerinin erken dönem stabilitelerini biyomekanik olarak karşılaştıran bir çalışma bizim bilgilerimize göre henüz yoktur. Biz de bu noktadan yola çıkarak oblik ve basamaklı femur kısaltıcı osteotomi tiplerini, diyafizer tutunumlu (silindirik) ve metafizer tutunumlu (konik) protezler uygulayarak bu dört gurubun aksiyel (bending) ve rotasyonel (torsiyon) kuvvetlere olan dayanıklılıklarını ölçmek, böylece bu yöntemleri uygulayacak cerrahlara rakamsal veriler sunarak tercihlerinde yol gösterici olmak istedik. Çalışmamızın hipotezi femur kısaltıcı osteotomi tiplerinden oblik ve basamaklı osteotomilerin, konik ve silindirik femoral stemler ile uygulandığında stabilite açısından aksiyel ve torsiyonel yüklenmelerde aralarında bir fark olmadığıdır.

II- GENEL BİLGİLER

A- Tarihçe

Kalça çıkığı ile ilgili ilk bilgilere M.Ö 460-370 yılları arasında yaşamış olan Hipokrat'a ait belgeler arasında rastlanmaktadır. Hipokrat, çalışmalarında kalça çıkığını konjenital bir deformite olarak tanımlamıştır.[14] Paleopatolojik (fosilleri ve kemik kalıntılarını inceleyerek, geçmişteki insan ve hayvan hastalıklarını inceleyen bilim dalı) çalışmalar sonucu kalça çıkığına ülkemiz topraklarında geçmiş dönemlerde yaşayan halklar arasında ilk kez Elazığ/Tepecik Höyük ortaçağ populasyonunda (M.S 11-16. yy) rastlanmıştır.[15]

Kalça çıkığı ile ilgili yapılan çalışmalar XIX. yüzyıla kadar hastalığın patolojisini tanımlamaktan ileri gidememiştir. Erişkinlerdeki ihmal edilmiş kalça çıkığının tedavisi ile ilgili literatürde çeşitli yöntemler tarif edilmiştir. Femur üst uç veya pelvik destek osteotomileri, kalça artrodezi, rezeksiyon, interpozisyon veya replasman artroplastileri bunlardan başlıcalarıdır. Yüksekte kalça çıkığı bulunan hastalar genç erişkin yaşlarda olmaları nedeniyle önceleri daha çok pelvik destek osteotomileri ile tedavi edilmişlerdir. Ancak gelişen cerrahi teknikler ve implant teknolojilerine paralel olarak patoanatomiye uygun ve uzun sağ kalımı olan protez seçenekleri sayesinde bu hastalarda da femur kısaltmalı total kalça artroplastisi ile yüz güldürücü ve hasta memnuniyetinin yüksek olduğu sonuçlar elde edilebilmiştir.[16-18]

Kalça çevresi femur osteotomisi ilk kez Amerika'lı John Rhea Barton tarafından 1824'de ileri derecede fleksiyon ve adduksiyonda ankiloze olmuş olan bir kalçaya, psödoartroz oluşturarak kalça hareketi elde etmek amacıyla yapılmıştır. Daha sonraları özellikle fleksiyon ve adduksiyon kontraktürü bulunan yüksekte kalça çıkıklı hastaların tedavisinde 1872'de Gant ve 1894'de Kirmisson tarafından *yöneltme (directional) osteotomileri* uygulanmıştır.[19] Avusturya'dan Adolf Lorenz 1918 yılında *Lorenz bifurkasyon osteotomisi* olarak da adlandırılan pelvik destek osteotomisini tanımlamıştır.[19-22] Ancak zaman içerisinde bu metodun yerini 1922 yılında Alman ortopedist Alfred Schanz (1890-1972) tarafından geliştirilen ve pelvik destek osteotomilerinin de temelini oluşturan *femurun subtrokanterik valgizasyon osteotomisi* almıştır.[20-23] Lorenz bifurkasyon osteotomisinin farklı bir çeşidi olan ve 1940'larda Hass tarafından tariflenen pelvik destek osteotomisi ile ise yükün küçük trokanter üzerinden alt ekstremiteye aktarılması hedeflenmiştir.[24] Schanz

yaptığı osteotomi sonrası osteosentez için kemik pegler kullanmış ancak 1943 yılına gelindiğinde, Blount tarafından tariflenen Shanz tipi ostetomilerden olan femurun yüksek subtrokanterik osteotomisi sonrası tespit amaçlı açılı plak kullanılmaya başlanmıştır. Bu yıllarda, Amerikalı Henry Milch ve İngiliz James Batchelor artrozik kalça ekleminin neden olduğu ağrı ve fonksiyon kaybını önlemeye yönelik *rezeksiyon angulasyon osteotomisi* olarak da adlandırılan bir tekniği geliştirmişlerdir[22, 25, 26]. Bu osteotomilerin tümü, hedeflenen pelvik desteği sağlamasına rağmen bacak kısalığı ve mekanik aksın dizin lateraline kayması gibi sorunları da beraberlerinde getirmiştir. Ekstremite rekonstrüksiyonunda çığır açan İlizarov yöntemi ile bu sorunların üstesinden gelinebilmiş, proksimal femura abduksiyon yapılırken mekanik aksı düzeltmeye yönelik distal femura adduksiyon ve ekstremite kısalığını önlemeye yönelik uzatma işlemleri de aynı seansta yapılabilmiştir[27].

Artroplasti, Yunanca arthros (eklem) ve plassein (yeniden şekillendirme, yeniden oluşturma) kelimelerinden türetilmiştir. TOTBİD dil çalışma gurubu tarafından 2010 yılında sunulan *A`dan Z`ye Ortopedi Terimleri Dizini*`ninde Türkçe karşılığı *eklem onarımı* şeklinde verilmiştir. Eğer artroplasti amacıyla yapay bir eklem oluşturulacaksa buna *eklem protezi* adı verilir. Eklem protezi cerrahisinin iki temel amacı, ağrının ortadan kaldırılması ve eklem fonksiyonlarında iyileşmedir.

Yüksekte kalça çıkığının tedavisinde protez cerrahisi, osteotomiler ile karşılaştırıldığında göreceli olarak daha yenidir çünkü protez cerrahisinde kullanılan güvenilir, dayanıklı ve aşınma süresi uzun materyallerin icadı zaman almıştır. Günümüzdeki anlamıyla ilk başarılı total kalça artroplastisi 1960 yılında, Charnley protezi olarak da ünlenen kendi dizaynıyla, İngiliz John Charnley (1911-1982) tarafından yapılmıştır. Charnley bu protezinde paslanmaz çelikten, çimentolu olarak uygulanabilen femoral stem ve baş, yine çimentolu olarak uygulanabilen yüksek yoğunluklu polietilen asetabuler komponent kullanmıştır.[28, 29]

İngiliz George K. McKee, 1970 yılında yayınladığı makalesinde, yüksekte kalça çıkığı olgularında uygulanan total kalça artroplastisinde asetabular defektin çimento ile desteklenebileceğini savunmuştur.[29]

Her ne kadar yüksekte kalça çıkığında protez cerrahisi uygulanmaya başlanmış olsa da, 1973 yılına gelindiğinde, total kalça artroplastisinin mucidi olan Charnley, kronik olarak

kalçası çıkık olan hastalarda bu cerrahi teknik ile risklerin çok fazla olduğunu belirterek mevcut sakatlıktan daha fazlasına davetiye çıkarması nedeniyle kendi kliniğinde uygulanmamasını istemiştir. Charnley yüksekte kalça çıkığı olan hastalara total kalça protezi uygulamasının mevcut patolojiden daha kötü sonuçlar vereceğini belirtmiştir.[30]

William Henry Harris 1974'de, konjenital kalça displazisi ve dislokasyonunda total kalça replasman cerrahisinin yapılabileceğini ve bu cerrahideki teknik güçlükleri belirterek bu konudaki karanlık noktalara ışık tutmuştur.[31]

Charnley ve Harris'in bahsettiği bu teknik zorluklara çözüm bulma amacıyla yola çıkan, aynı klinikten Amerikalı Harold K. Dunn ve Wallace E. Hess, kronik olarak çıkık olan kalçada total kalça artroplastisi uygularken karşılaşılan teknik problemlere neden olan patoanatomik özellikleri 1976 yılında tanımlamışlardır. Yalancı asetabulumun, asetabuler komponentin yerleştirilmesi için uygun bir yer olmadığı ve mutlaka gerçek asetabuluma yerleştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Displastik olan gerçek asetabulumu rekonstrükte etmek için de kontrollü olarak medial duvarın kırılarak greft ve meç *(mesh)* uygulanmasını tarif etmişler, eğer asetabulumun superior dudağı hala yeterli örtünme sağlayamıyorsa femur başı grefti ile de buranın rekonstrükte edilebileceğini belirtmişlerdir. Asetabuler komponentin distale yani gerçekte olması gereken anatomik yerine yerleştirilmesi hem ekstremite boyunda uzamaya hem de buna bağlı olarak nörovaskuler yapılarda aşırı gerilmeye neden olabileceğinden, bu durumun femurun proksimalinden belirli miktar rezeksiyon yapılarak giderilebileceğini ve güvenli bir kalça rekonstrüksiyonunun yapılabileceğini belitmişlerdir. Dunn ve Hess yalnızca *protrusio socket* tekniği de denilen asetabulumun medializasyonu tekniğini değil, aynı zamanda *femur kısaltıcı osteotomi* tekniğini de ilk kez tarif eden cerrahlardır. Kendileri bu amaçla trokanter osteotomisi, femur proksimalinin rezeksiyonu ve büyük trokanterin distale nakli tekniğini uygulamışlardır.[32] Proksimal femurdan yapılacak rezeksiyon miktarının preoperatif olarak röntgenlerin değerlendirilmesi ile belirlenmesi gerektiğini ve 5-7 cm bacak uzamasının uygun postoperatif bacak pozisyonu ile siyatik sinirin gerginliğinin giderilmesi şartıyla güvenli olduğunu ileri sürmüşlerdir. Kendilerinin en fazla sorunu femoral komponentin yerleştirilmesinde yaşadıklarını ve bu nedenle yüksekte kalça çıkığı bulunan hastalardaki patoanatomik değişiklikleri iyi değerlendirmek gerektiğini bildirmişlerdir.[32, 33]

Harris 1977'de, ileri derecede asetabuler displazisi olan olgularda total kalça protezi

uygulamasını ve femur başı kullanılarak asetabulumdaki defektin greftlenmesini tarif etmiştir.[34] Bu yöntem ile asetabuler komponentte gevşeme oranı 4 yıllık sonuçlarına göre %0 iken, altı yıllık takiplerde %32 ve 11 yıllık sonuçlarında ise %46 olarak tespit etmişlerdir. Gevşeme nedenlerini ise greft rezorpsiyonu, kollaps ve komponent migrasyonu olarak sınıflandırmışlardır.[34-36]

1978 'de yüksekte kalça çıkığı olan hastalarda total kalça artroplastisi uygulaması ile ilgili ülkemizde yapılan ilk çalışma Veli Lök ve arkadaşları tarafından yayınlanmıştır.[37] Kliniğimizden bu konudaki ilk makale 1981 yılında Ayhan Arıtamur ve arkadaşları tarafından yayınlanmıştır. Yüksekte kalça çıkıklı 4 hastanın birine iki aşamalı total kalça artroplastisi yapılmış ve femoral kısaltma yapmamak için iki seans arasında iskelet traksiyonu uygulanmış. Ancak bu hastada geçici nörolojik araz meydane gelmiştir. Diğer üç hastaya ise proksimal femur rezeksiyonu ve trokanterin distale nakli tekniği ile kısaltmalı total kalça artroplastisi uygulanmış ve bir hastada trokanter psödoartrozu görülmüştür.[38]

1988'de Yunanistan'dan George Hartofilakidis ve arkadaşları asetabulumun reamer ile medializasyonu olarak tarif ettikleri *cotyloplasty* tekniğini yayınlamışlardır. Ortalama 5,5 yıl takip süresi olan kendi serilerine göre bu teknik ile çimentolu asetabuler komponent uygulamanın başarılı olduğunu ve hiçbir hastada revizyon gerekmediğini belirtmişlerdir.[38] 2004 yılında yayınladıkları en kısası 7 yıl takipli uzun dönem sonuçlarına göre ise asetabuler komponentte gevşeme oranını %14, total protezin sağkalımını ise %76,4 olarak bulmuşlardır.[39] Aynı yıl Amerikalı Fred McQueary, asetabuler displazisi olan vakalarda kemik grefti uygulamadan çimento ile defektin giderilmesi yöntemini uyguladığı 61 kalçanın ortalama 8,5 yıllık takibinin sonuçlarını yayınladı ve 6 hastada radyolojik olarak aseptik gevşeme bulguları gördüğünü bildirerek çimentolu asetabuler komponent kulanıldığında sement ile displastik asetabulumun rekonstrüksiyonunun grefte göre daha kolay olduğunu, greft uygulandığında gevşemenin daha fazla olacağını ileri sürdü.[40]

Danimarkalı F. Linde, 1988'de 129 kalçanın 15 yıllık sonuçlarını değerlendirdiği ve asetabuluma grefonaj yapılmadığı serilerinde protezin gevşeme oranlarını asetabuler komponenti gerçek asetabuluma yerleştirdiği hastalarında %13, anatomik yerine değil de yüksekte asetabuler komponent yerleştirdiği hastalarında ise %42 olarak bulmuştur. 15 yıllık toplam protez sağkalımı ise %80 olarak hesaplanmıştır.[41, 42] Harris 1991'de yüksekte asetabuler komponent yerleştirdiği 37 kalçadan oluşan serisinin 11 yıllık sonuçlarında % 84

iyi ve mükemmel sonuç elde ettiğini asetabuler komponent gevşeme oranının ise %16 olduğunu bildirmiştir. Şartlar gerektirirse yüksekte asetabuler komponent yerleşimiyle de lateralize kalmamak şartıyla kabul edilebilir sonuçlar alınacağını savunmuştur.[43]

Dunn ve Hess 'in 1976'da tariflediği femur kısaltma tekniğinin benzerini trokanter minörü koruyarak Hartofilakidis'de kullanmış ve 1988'de yayınlamıştır.[38] Ancak metafizer bölgeden basamak şeklinde kısaltma metodunu ilk kez 1990'da Finlandiya 'dan Paavilainen tanımlamıştır. Bu yöntemin daha önce Schanz osteotomisi yapılmış vakalar için ideal bir kısaltma yöntemi olduğunu belirtmiştir.[44] [45] 1997'de Yunanistan'dan Symeonides büyük trokanter osteotomisi yapmadan trokanter minörün distalinden silindirik bir parça çıkartmış ve bunu osteotomi çevresine greft olarak sararak plak ile de osteotomi hattını tespit etmiştir.[46]

Yüksekte kalça çıkığı nedeniyle çimentolu total kalça artoplastisi yapılan, çoğu genç ve orta yaştaki aktif hastalardan oluşan olgu serilerinin zaman içerisinde değerlendirilmesiyle bu hasta gurubunda total kalça artroplastisi yapmanın rutin kalça replasman cerrahisine oranla teknik olarak daha zor ve komplikasyon oranlarının daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır.[32, 38, 42, 47, 48] Tüm bu bahsedilen cerrahi tekniklerde asetabuler komponentin gerçek asetabuluma tutunması için tespit materyali olarak kemik çimentosu kullanılmıştır. Bu ise beraberinde zaten genç ve aktif olan hastalarda mekanik yetersizlik ile birlikte yüksek oranda aseptik gevşemeyi getirmiştir.[49-52] Bu noktadan yola çıkan Finlandiyalı Paavilanien ve arkadaşları 1982 ve 1986 yılları arasında, ileri derecede displastik ve disloke 100 kalçaya Lord'un çimentosuz total kalça artroplastisini uygulamış ve bunlardan 46'sına basamaklı veya transvers metafizer femur kısaltıcı osteotomi de yaparak sonuçlarınının iyi ve tatmin edici olduğunu 1990'da yayınlamışlardır.[44] Harris de 1999 yılında, çimentosuz asetabuler komponent kullandıkları hastalarında gevşeme, periasetabuler osteoliz veya migrasyon görmediklerini belirtmiştir.[53] Aynı yıl Amerikalı Lawrence Dorr ve arkadaşları, poröz kaplı ve hemisferik asetabuler komponentleri medial protrüzyo tekniği ile yerleştirdikleri 24 kalçanın ortalama 7 yıllık sonuçlarını yayınlamışlar ve hiçbir hastaya asetabuler komponent revizyonu gerekmediğini ancak bu yöntem ile asetabuler komponent revizyonunun daha kolay olacağını belirtmişlerdir.[54]

Kısaltmalı total kalça artroplastisi konusunda ülkemizde de yoğun bir şekilde çalışılmaya devam edilmiştir. 2002 'de Öztürkmen, 2003 'de ise Erdemli 'nin bu konudaki kendi olgu serilerinin sonuçlarını yayınladıklarını görmekteyiz.[55, 56]

İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji kliniğinde displazik veya displaziye bağlı kalça çıkıklı olgularda çimentosuz total kalça artroplastisi 1988 yılında uygulanmaya başlanmış ve sonuçlar Mehmet Aşık ve İ. Remzi Tözün tarafından 1996 yılında XIV. Ulusal Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi ve SICOT'da sunularak Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica dergisinde yayınlanmıştır.[57-60] Talu ve Tözün 1997'deki yayınlarında yüksekte kalça çıkığı nedeni ile otogreft ve çimentosuz asetabuler komponent ile total kalça artroplastisi yaptıkları olgularda kısa dönem klinik ve radyolojik sonuçlarının Harris'in aynı süreli çimentolu serisinden daha iyi olduğunu belirtmişlerdir.[61] Kliniğimizde, 19 hastanın yüksekte çıkık 24 kalçasına, femur basamaklı kısaltma osteotomisi tekniği ile yapılan çimentosuz total kalça artroplastisi olgularının ortalama 38 aylık takiplerinin sonuçları 2000 yılında AAOS kongresinde İ. Remzi Tözün tarafından sunulmuştur.[62] Necdet Sağlam ve Remzi Tözün yüksekte kalça çıkığı nedeniyle çimentosuz total kalça artroplastisi uyguladıkları 42 hastanın ortalama 54 aylık takiplerinin sonuçlarını 2002 yılında yayınlamışlardır.[18, 63] Nadir Şener ve Remzi Tözün aynı yıl, 23 hastanın 28 kalçasına uyguladıkları basamaklı femur kısaltmalı çimentosuz total kalça artroplastisi sonuçlarını yayınlamışlardır.[64] Önder Yazıcıoğlu'da kısaltmalı total kalça artroplastisi uyguladığı 14 olgunun 4 yıllık sonuçlarını 2003 yılında sunmuştur.[65]

Koulouvaris ve arkadaşları 2008'de bu hasta grubunda kendilerinin yeni bir cerrahi teknik olarak total kalça artroplastisi ile distal femur kısaltıcı osteotomi kombinasyonunu kullandıklarını belirtmiştir[66].

2009 yılında, Eskelinen ve arkadaşları, envetere GKD nedeniyle daha önce Schanz osteotomisi yapılmış olan 68 kalçanın kısaltmalı, çimentosuz total kalça artroplastisi yaptıkları 12 yıllık uzun dönem sonuçlarını yayınlamışlardır.[67]

Ülkemizden Emre Toğrul ve arkadaşları transvers osteotomi sonrası kemik pegleri tespit materyali olarak kullandıkları yeni bir kısaltma tekniği geliştirerek literatüre katkıda bulunmuşlardır[68].

B- Kalçanın Embriyolojisi ve Gelişimsel Anatomisi

Embriyonun normal bir kalça eklemini elde edip geliştirebilmesi için asetabular ve triradiat kıkırdak dokular ile düzgün yerleşimli, tam merkezi bir femoral başın genetik olarak

doğru kodlanmış olması gerekir.[69] Embriyolojik olarak kalça ekleminin tüm elemanları aynı primitif mezenkimal kök hücreden köken almaktadır. Kalça eklemi, primitif eklem tomurcuğundaki mezenkimal dokuda oluşan yarıktan gestasyonun 7. haftasında oluşmaya başlar ve gestasyonun 11. haftasına gelindiğinde asetabulumun ve femur başının kıkırdak dokusu tam olarak gelişmiş haldedir.[70] Asetabulumun konkav şekli, içerisindeki femur başının yuvarlak şekli tarafından belirlenir. Yenidoğan asetabulumu tamamen kıkırdak dokudan oluşur ve *labrum* denilen ince bir fibrokartilaj doku tarafından çevrelenmiştir. Asetabulum, *os coxae*'yı oluşturan ilium, iskium ve pubis kemiklerinin triradiat kıkırdak doku ile birleşmeleri neticesinde meydana gelir. Asetabulumun kıkırdak yüzeyini kaplayan yarı küresel epifizyel kıkırdak doku büyüme plağı gibi işlev görür ve asetabulumun büyümesinden sorumludur. Asetabular kıkırdak kompleksi mediyalde triradiat kıkırdak, lateralde kap şeklini alır.[71] Çocuğun büyümesi ile asetabular kabın oluşması, üç asetabular epifizyel merkezin gelişimine bağlıdır. Bu asetabuler epifizyel çekirdeklerden en büyüğü *os asetabulum'*dur. Sekiz yaş civarında gelişir ve pubisin devamı olarak ön duvarı oluşturur. İliumun parçası olarak asetabulumun üst sınırını oluşturan asetabular epifiz 8 yaş civarında ossifiye olur ve 18 yaş civarında kaynar. Üçüncü merkez olan, asetabulumun arka duvarını oluşturan iskiyal veya posterior bölgedeki küçük epifizyel merkez ise 9 yaşında gelişir ve 17 yaşında kaynar.[70]

Proksimal femurun gelişimi de karmaşıktır. Yenidoğanda proksimal femuru oluşturan femur başı, büyük ve küçük trokanterler kıkırdak yapıdadır. Üst femur yüzeyinde apofizyel büyüme ve üst kıkırdak femur ve gövde kesişim noktasında epifizyel büyüme merkezi birleşiminden meydana gelir. Epifizyel merkezde büyüme, geç adölesan dönemde epifizin kapanmasına kadar sürer. Büyüme sırasında femur, kas çekimlerinden ve tonusundan, vücut ağırlığı nedeniyle eklem boyunca aktarılan kuvvetlerden etkilenir. Her iki merkezin gelişimi karşılıklı birbirleri ile etkileşime bağlıdır.[70-72]

C- Kalça Anatomisi

Kalça eklemi os koksa ile femurun üst ucu arasında oluşan *enarthrosis spherica* grubundan bir eklemdir ve alt ekstremiteyi pelvise bağlar. Os koksa illium, iskium ve pubis kemiklerinden oluşur. İnnominat kemik bu primer kemikleşme merkezlerinden ve iliak krista, spina iliaka anterior inferior, tuberositas iskiadika, symphisis pubis ve asetabulum merkezindeki triradiat kıkırdak gibi sekonder kemikleşme merkezlerinden kemikleşir. İlium,

pubis ve iskium kemikleri asetabulumda birleştiren Y harfi şeklindeki triradiat kıkırdak 15-16 yaşlarında kemikleşir.[73] Os koksada femur başına tamamen uyan ve onu içerisine alan oyuk *asetabulum*'dur. Asetabulumun horizantale göre 35° abduksiyon ve öne 20° fleksiyon inklinasyon açısı vardır. Asetabulumda yaklaşık 2 cm genişliğinde olan ve hyalin kıkırdakla örtülü at nalı şeklinde *facies lunata* bulunur. Pelvis kemiklerinden nakledilen vücut ağırlığı facies lunata yoluyla femur başına devredildiğinden bu kısımlarında kemik çok kalın ve sağlamdır. Asetabulumda bu kıkırdak dokunun ortasında kalan bölüme *fossa acetabuli* denir. Asetabular fossa yağ dokusu ve pulvinar ile kaplıdır. Ligamentum teres yapışma yeri bu bölgede bulunmaktadır. Asetabulumun kenarları 5-6 mm lik fibröz kıkırdaktan yapılmış bir halka ile yükseltilmiştir. *Labrum acetabulare* denilen bu halka asetabulum kenarının alt kısmında bulunan çentiğin (*incisura acetabuli*) üzerinden atlar ve çukuru her taraftan çevreler. Bu halka sayesinde asetabulum derinleşir ve kalçanın çıkmasına engel olan negatif basınç meydana gelir. Alt kısımda bu çentiği *transvers asetabular ligaman* tamamlar (Şekil 1).[73]

Kalça ekleminin distal yüzünü oluşturan femur başı küreseldir ve başta ligamentum teresin yapıştığı yer olan *fovea capitis* hariç tüm yüzey kıkırdak ile kaplıdır. Femur başı ile asetabulum arasında tam bir uyum olduğundan kalça hareketi esnasında yük daha geniş alanda paylaşılarak eklemdeki stres (yük/alan) azaltılmış ve tüm hareket boyunca stabilite sağlanmış olur. Eklem kapsülü proksimalde asetabulumun üst dudağına, distalde ise intertrokanterik çizgiye kadar uzanır. Arkada ise femur boynuna linea intertrokanterikanın 1,5 cm kadar proksimalinde, oldukça hafif yapışmıştır. Özellikle femur arka boynu arka dış kısmında kapsül yoktur (Şekil 1).

Eklem kapsülü bazı bölümlerinde kalınlaşarak kapsülü kuvvetlendirici üç ayrı ligamenti oluşturur. Bu ligamanlar;

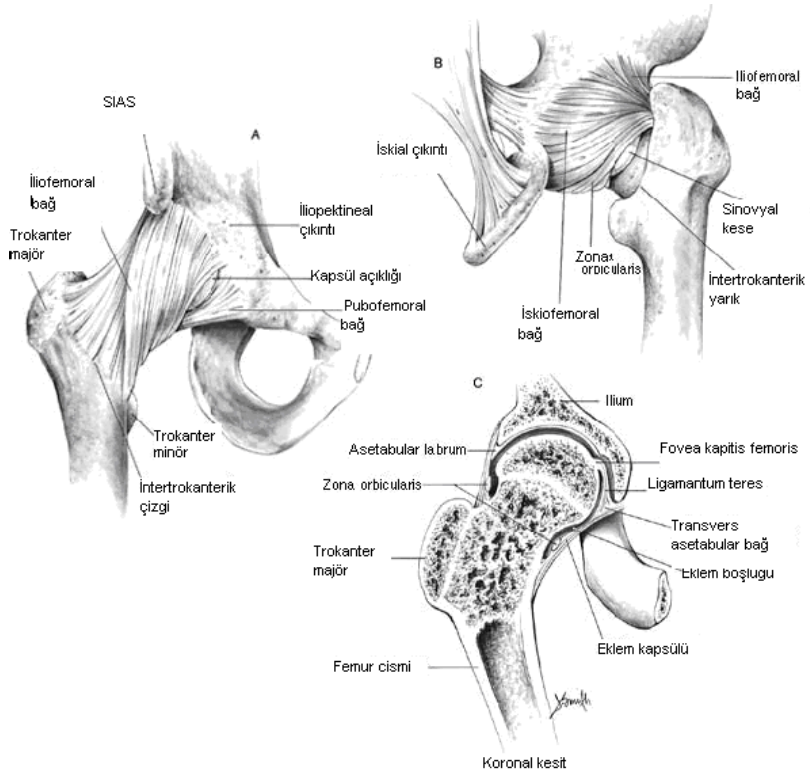
Ön bağ (Lig. iliofemorale): Bigelow bağı olarak da adlandırılan bu bağ "ters dönmüş Y" şeklinde olup kapsülün ön bölümünde yer alır. Proksimalde spina iliaka anterior inferiora, distalde trokanterik çizgiye doğru iki ayrı banda dönüşür, en alttaki band oblik olarak aşağıya uzanır ve kalçanın tam ekstansiyonunda gergin durumda kalır. Kapsülün en kalın ve kuvvetli bölümüdür.[19, 21]

Arka bağ (Lig. iskiofemorale): Tuber iskiadikum yakınlarından başlayıp, dış yana ve

yukarıya doğru spiral şeklinde uzanarak büyük trokantere yapışır. Femurun aşırı arkaya gitmesine önler ve iç rotasyonunu kısıtlar.

İç yan bağ (Lig. pubofemorale): Ramus pubis superior ve intertrokanterik çizgi arasında bulunur. Kalça ekleminin aşırı ekstansiyon ve abduksiyona gitmesini engeller.

Ayrıca asetabular çentiği örten *transvers asetabular ligaman* ve insisura asetabuli ile fovea kapitis femoris arasında uzanan, sinovyal membran ile kaplı *ligamentum capitis femoris* isimli bağ bulunur.



Şekil 3: Kalça eklem çevresi bağlar[73]

Kalça ekleminin stabilitesi kemiksel oluşumla beraber güçlü kapsuler yapı ve destekleyen bağlarla sağlanır. Ligamentler üst üste örtüşen boylamasına ve enlemesine liflere sahiptir. Bu liflerin düzeni çin parmak tuzağı gibidir ve gerildiğinde içindeki yapıları sıkıştırır, kalça ekstansiyonda femur başının eklem içerisinde tutulması gibi.

Kalça ekleminin hareketlerini sağlayan kas grupları

Fleksiyonu sağlayan kaslar: M. psoas major, m. iliakus, m. rectus femoris, m. sartorius ve m. tensor fasia lata birincil olarak hareketten sorumlu iken adduktor kaslar özellikle m. adduktor longus, m.pectineus ve m. sartorius yardımcı kas gruplarıdır.

Ekstansiyonu sağlayan kaslar: M. gluteus maksimus, m. semimembranozus, m. semitendinozus ve m. biceps femoris (uzun başı) birincil hareketten sorumlu iken m. adduktor magnus (iskial lifleri) harekete yardımcı olur.

Adduksiyonu sağlayan kaslar: M. adduktor magnus, longus ve brevis birincil hareketten sorumlu, m. pectineus ve m. grasilis bu harekete yardımcı olurlar.

Abduksiyonu sağlayan kaslar: M. gluteus medius ve minimus birincil hareketten sorumlu iken m. tensor fasia lata, m.sartorius, m. piriformis ve m. obturator eksternus harekete yardımcı olurlar.

İç rotasyonu sağlayan kaslar: M. tensor fasia lata, m. gluteus medius ve minimus.

Dış rotasyonu sağlayan kaslar: M. obturator internus, m. obturatus externus, m. gemelli ve m. kuadratus femoris birincil hareketten sorumlu iken m. piriformis, m. gluteus maksimus, ve m.sartorius harekete yardımcı kaslardır.[21, 74]

Kalça ekleminin hareket açıklıkları: Kalça ekleminin fleksiyonu 135°, ekstansiyonu 30°, adduksiyonu 30°, abduksiyonu (0°/90° fleksiyonda) 45°/65°, iç rotasyonu (0°/90° fleksiyonda) 35°/45° ve dış rotasyonu (0°/90° fleksiyonda) 45°/45° 'dir.

D- Kalça Eklemi Biyomekaniği

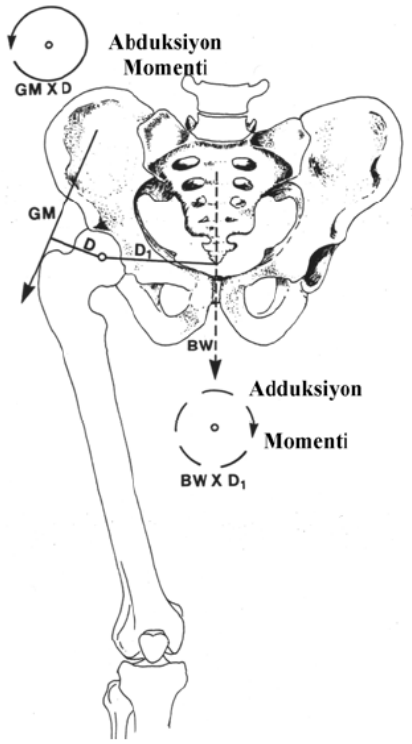
Yüksekte kalça çıkığında uygulanan kısaltmalı total kalça artroplastisi ameliyatları ağrısız, hareketli ve fonksiyonel bir kalça elde etmenin yanında ekstremitedeki kısalık ve deformiteyi de rekonstrükte etmeyi hedefler. Bu hedeflere ulaşmada kalça biyomekaniğinin önemi son derece büyüktür. Kalça biyomekaniğini anlamaya yönelik in vivo ve invitro çalışmaların yanında gelişen bilgisayar teknolojileri sayesinde çok ileri matematik analizleri de yapılabilmektedir. Bu çalışmalardan elde edilen bilgiler kalça ekleminde ortaya

çıkabilecek ortopedik patolojilerin nedenlerini, sonuçlarını ve tedavilerini de anlamayı sağlar. Bu sayede erişkinlerde kalça rekonstrüksiyonu ile uğraşan ortopedistler gerek total kalça artroplastisi gerekse de proksimal femur veya asetabuler osteotomi yapmayı planladıkları hastalarda ideal cerrahi teknikleri uygulayarak en iyi sonuçları elde edebilirler. Örneğin yapılacak bir osteotomi ile tüm alt ekstremite dizilimi, kas yönelimleri ve asetabulumun yük taşıma yüzeyini değiştirilerek eklem temas yüzeyi kuvvetleri ve basınç dağılımı değiştirilebilir.[75] Tüm bunlar hastalarda ortaya çıkan ağrı ve fonksiyonel kayıpta iyileşme sağlar. Biyomekanik ve biyomateryaller üzerine yapılan çalışmalar, kalça biyomekaniğine uygun, en iyi fonksiyonel sonuçların ve en düşük oranda protez yetersizliklerinin ortaya çıktığı implantlar elde etmeyi de amaçlamaktadır.

Günlük aktiviteler sırasında kalça eklemine etki eden kuvvetlerin in vivo incelenmesi, ilk olarak Rydell tarafından, Austin-Moore protezini *strain-gauge*ler,(şekil değiştirme ölçer) ile birlikte uygulamasıyla yapılan çalışmalarla yürütülmüştür. Kendisi yürüme sırasında kalçaya vücut ağırlığının 3 katı yük bindiğini tespit etmiştir.[76] Bergman ve arkadaşları tarafından yapılan yakın döneme ait incelemelerde de, günlük aktiviteler esnasında kalçaya vücut ağırlığının yaklaşık 2 ile 3 katı arası yük bindiği belirtmişlerdir.[77]

Yürüme siklusunun değişik zamanlarında femur başının yük altında kaldığı anatomik segmentler değişkenlik gösterir. Topuğun yere teması anında anterosuperomedial bölge en yüksek düzeyde basınca (5,5 megapaskal) maruz kalırken, parmakların yerden kaldırıldığı dönemde posterosuperomedial bölge yükü alır. Yürümenin basma fazında yükün yönelimi frontal planda inferior ve medialde neredeyse sabitken, sagital plandaki yönelimi daha değişkendir. Basma fazının ilk safhasında yük posteriorda iken, fazın sonunda anteriora yönelir. Bütün bu biyomekanik faktörlerin ameliyat öncesi göz önünde tutulması yapılacak ameliyatın uzun dönem sonuçlarını olumlu yönde etkileyecektir.[76, 78]

Pratik olarak kalçayı etkileyen yüklerin değerlendirilmesinde temel analitik yaklaşım faydalı olacaktır. Tek ayak üzerinde dururken frontal planda kalçaya etki eden statik yüklerin incelenmesi, dinamik aktivitelerin ekleme olan etkilerinin anlaşılmasını sağlayacaktır. Denge durumunda tüm momentlerin toplamı sıfıra eşittir. Tek ayak üzerinde dururken vücut ağırlığı, kalçada adduksiyon momenti yaratarak kalçanın destek almayan tarafa doğru düşmesine neden olur. Kalça abdüktörleri, yürümenin tek basma fazında olduğu gibi, frontal planda



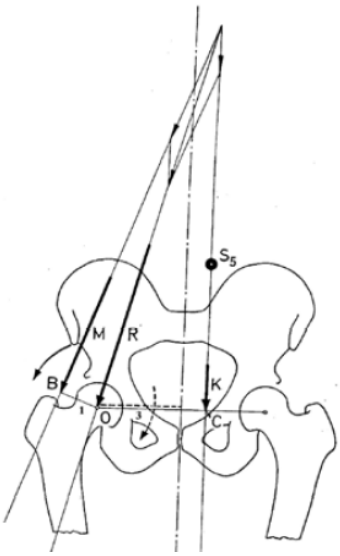
Şekil 4: Kalça abduksiyon ve adduksiyon momentleri

kalçanın düşmesine engel olurlar ve kendi kaldıraç kolu üzerinden kalçaya abduksiyon momenti vererek dengeyi sağlarlar (Şekil 2). [75, 78]

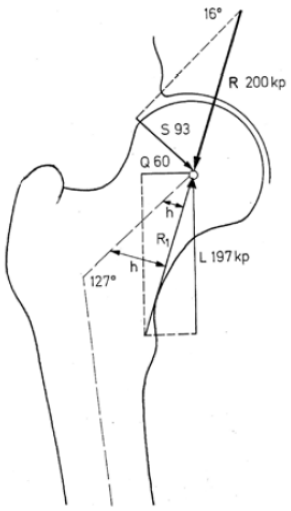
Pauwels'a göre abduktörlerin etki ettiği bu kuvvet kaldıraç kolların uzunluğu ile ters orantılıdır. Abduktor kaldıraç kolu uzunluğu, femur başından yerçekimi merkezine giden kaldıraç kolu uzunluğunun üçte birine eşitse, dengeyi sağlamak için abduktor kasların kuvveti

yer çekimi kuvvetinin üç katı kadar olmalıdır. Dolayısı ile ekleme etki eden toplam kompresif yük bu iki kuvvetin toplamına eşit olacaktır. Bu kuvvetin doğrultusu vertikal ile 16° açı yapacak şekilde eklem hareket aksı merkezinden geçer ve bu nedenle hiçbir moment etkisi olmayan saf kompresyon gücüdür (R) (Şekil 3A). Etki eden kompresif yük (R) femur proksimali anatomik yapısı nedeniyle boynun medialinden geçer ve yaptığı açının büyüklüğü ile orantılı boynu eğme etkisi vardır. Bu eğme momenti distale doğru kaldıraç kolunun (h) büyük trokantere doğru uzaması nedeniyle artar. Kompresif yükün boyun üzerinde makaslama kuvveti (S) bulunur. Bu kuvvet kompresif yükle boyun aksı arasında sabit açı

bulunduğundan her seviyede aynıdır. Kompresif yüke karşı olan tepki kompresif yükün (R1) femur başının asetabulum içerisindeki durumunu bozmaya eğilimi vardır. Vertikal kuvvet komponenti (L) başı yukarı deplase etme eğilimindeyken, daha küçük olan transvers komponent (Q=P) başı asetabular oyuğun derinliğine doğru zorlar (Şekil 3B).[79]



Şekil 3A: Femurun üst ucunun yüklenmesi[79]



Şekil 3B: Femur başına etkiyen kuvvetler[79]

Kalçanın dinamik analizinde ise Newton'un ikinci hareket yasası geçerlidir. Buna göre, eğer ekleme etki eden yüklerin momentlerinin toplamı sıfıra eşit değilse, eklem toplam kuvvetin etki ettiği yönde hareket ve ivme kazanacaktır. Bu sayede kalça ekleminde alt ekstremiteye etki eden kuvvetler ve dış momentler hakkında bilgi sahibi olabiliriz. Kuvvet platformu kullanılarak yapılan yer tepkime kuvveti ölçümü ile alt ekstremitenin ayak, bacak ve uyluk olmak üzere her segmentinin, dinamik aktivitelerdeki hareket ve kuvvet özellikleri, ekstremite eklemlerinin üç boyutlu pozisyonları ve dış momentler ölçülebilir.[76]

İç kuvvetler, ölçülmüş olan dış eklem momentlerine eşit miktarda ve ters yönde moment oluştururlar. Bunlar başlıca kas kasılması, yumuşak doku gerilimi ve eklem tepki kuvvetlerinden oluşur. Bir eklemde hareketi oluşturmak için sadece tek kas değil, birçok kas gurubu kasıldığından hesaplanan moment gerçek anlamda bütün kasların oluşturduğu momentleri tek tek yansıtmaz, kasılan agonist ve antagonist kasların aktivitelerinin toplam değerini gösterir.[80]

Kalça çevresi kas gruplarının moment üretmesi, kuvvet üretme kapasitelerine ve kasın

moment koluna bağlıdır. Protruzyo asetabuli, subluksasyon veya dislokasyonun eşlik ettiği kalça displazilerinde de benzer şekilde kas ve kemik arasındaki geometrik ilişki bozulur. Total kalça artroplastisi ile rekonstrükte edilen ekstremitenin biyomekanik özelliğini belirleyen en önemli faktörler yapay kalça ekleminin pelvise göre rotasyon merkezi, kalçayı geçen adalelerin kuvvetlerinin yönü ve büyüklüğü ve harekete izin veren yapay eklemin geometrik özellikleridir.[81] Cerrahi girişimler sonucu kalça eklem merkezi ve çevresindeki kas grupları arasındaki mesafede değişiklikler meydana gelebilir veya yüksekte çıkık bulunan kalçaların normalde bulunması gereken anatomik yerlerine indirilmesi sonucu kas guruplarının uzunluk - gerilim oranları ve moment kolu mesafeleri değişeceğinden kuvvet üretme kapasitelerinde de farklılıklar ortaya çıkar.[82, 83]

Boyun açısı, uzunluğu ve eklem merkezi pozisyonu gibi femura ait anatomik özellikler de abdüktor mekanizmayı etkiler. Düşük baş boyun açısı (coxa vara) durumunda abdüktör mekanizma avantajlı duruma geçeceğinden daha az kuvvet ile denge sağlayabilecektir fakat bu durumda boyun bölgesine gelen kompresif yükün eğme momenti, boyun aksı ile olan açısı büyüyeceğinden artacaktır. Varus kalça veya uzun boyun femurun gövdesine taşınan yükün moment kolunu ve dolayısıyla da proksimal femura ulaşan eğme momentini artırır. Uygulanacak protezler bu eğme momentlerine dirençli dizayn edilmelidir. Boyun uzunluğunda azalma ve baş-boyun açısında artma (coxa valga) durumunda femur boynunda daha az eğme momenti olacak, fakat bu durum abdüktor kolun kısalmasına, yetersizliğine ve eklem tepki kuvvetinin artmasına neden olacaktır.[76]

Kalçada, eklem hareket merkezinin superior-inferior yöndeki yer değişimi kas performansı açısıdan en fazla etkiye sahiptir. Kalça eklem merkezinin superiora yer değiştirmesi, kalça abduktor, fleksör ve addüktor kaslarının eklem momenti üretme kapasitelerini düşürür.[82] Bu durumda kaybın telafisi için uygulanacak yöntemde, femur boynu uzun tutulabilir veya trokanter majorun distale doğru yer değiştirmesini sağlayacak bir yöntem ile abdüktor kol uzatılarak, moment üretme kapasitesi artırılabilir.[83] Fakat kalça eklemindeki toplam yüklerin azaltılması hareket merkezinin inferior, medial ve anteriora yerleştirilmesi ile sağlanabilir.[84]

E- Gelişimsel Kalça Displazisi (GKD)

Doğuştan kalça çıkığı tanımı ilk kez Guillaume Dupuytren tarafından 1832'de

kullanılmış ve "kalçanın orijinal veya konjenital dislokasyonu" olarak tanımlanmıştır.[70] Bu tanım doğumda normal kalçaya sahip fakat daha sonrasında displazi veya çıkık gelişen kalçaları da kapsadığı için, 1980'li yıllarda gelişimsel kalça displazisi tanımı ile yer değiştirmiştir. Teratolojik kalça çıkığı, doğuştan kalça çıkığının farklı bir formu olup, genellikle artrogriposis, pes ekinovarus, miyelodisplaziler gibi diğer doğuştan malformasyonlar ile beraber görülen kalçanın doğumsal anomalisidir. Antropolojik çıkık ise tavan ve femur üst uç gelişme bozukluğu gösteren ve çıkabilen kalçadır.[19] Klisic 1989 yılında, zamanla iyi veya kötü olabilme potansiyeline sahip kalçanın, multidisipliner yaklaşım gerektiren dinamik rahatsızlığını belirtmek amacıyla "ilerleyen kalça yer değiştirmesi" tanımını önermiştir.[85] Gelişimsel veya doğuştan kalça displazisi terimi hem çıkık kalçaları, hem de kalçanın displazik değişikliklerini beraber tanımlamak amacıyla birçok sınıflamada kullanılmıştır.[70]

1. Etiyoloji

Gelişimsel kalça displazisinin tek bir nedeni olmasa da pek çok predispozan faktör ortaya koyulmuştur. Ligamentöz laksite, anne karnındaki pozisyon, doğum sonrası bebeğe uygulanan postür ve ırksal özellikler bunlardan başlıcalarıdır.[70] Hormonal ve genetik faktörlerin de etyolojide etkili olduğu bilinmektedir.

GKD'nin kızlarda yüksek oranda olması, yenidoğan kız bebeklerin maternal relaksin hormonuna verdiği cevaba bağlanmıştır. Plasentadan fetüse geçen maternal hormanların ligamentöz laksiteye neden olarak GKD gelişimini kolaylaştırdığı bilinmektedir. GKD'nin tek yumurta ikizlerinin her ikisinde birden görülme riskinin %34 iken çift yumurta ikizleri için bu oranın % 3 olması genetiğin rolünü gösteren kanıtlardan biri olmuştur.[86] GKD'li yenidoğanlarda kollajen 3'ün kollajen 1'e oranının kontrol gurubuna göre daha yüksek olması ve simfizis pubis distraksiyonu ile yapılan bir çalışmada GKD'li yenidoğanlarda distraksiyon miktarının kontrol gurubuna göre iki kat fazla olması gibi pek çok çalışma ligamentöz laksitenin bu patolojinin gelişimindeki önemini vurgulamıştır.[87, 88] GKD'ye neden olan ligamentöz laksitenin genetik (ailesel) ve hormonal olduğu üzerinde durulmaktadır.[89]

İlk gebelikte uterus ve gerilmemiş abdominal kasların fetusu omurgaya doğru zorlaması ve özellikle kas abdüksiyonu gibi hareketleri kısıtlaması diğer bir neden olarak gösterilir. Benzer nedenden dolayı tortikollis ve metatarsus adduktus, sıklıkla beraber görülen diğer

anomalileri oluşturur. Makat gelişi olan bebeklerde de GKD riskinin yüksek olduğu da bilinmektedir. Özellikle de dizler ekstansiyonda makat gelişinde oran %20'lere kadar çıkmaktadır.[90]

Ailelerin geleneklerine bağlı olarak doğum sonrası bebeğe verilen pozisyonlar da GKD gelişiminde önemlidir. Dünyanın bazı bölgeleri ile birlikte ülkemizde de uygulanan bebeği kundaklama veya beşiğe tespit etme yöntemlerinin GKD riskini artırdığı görülmüştür.[91]

Bazı etnik guruplarda GKD gelişimi açısından eğilim var iken bazılarında GKD görülmemesi etnisite ve ırksal özelliklerin de önemli rol oynadığı ortaya koymuştur. Kuzey Amerikan yerlilerinde her 1000 canlı doğumda 25-50 görülmesine rağmen, siyahlarda ve Çinlilerde ender görülmesi buna güzel bir örnektir.[72, 92] Yine aynı şekilde Avrupa'da özellikle Türkiye, Yunanistan ve İtalya gibi Akdeniz ülkelerinde sık görülen bir malformasyondur. Ülkemizde de diğer bölgelere nazaran Karadeniz bölgesinin doğu sahillerinde doğuştan kalça çıkığına daha fazla rastlanmaktadır.[19]

2. Patoanatomi

Gelişimsel kalça displazisi nedeniyle kalça ekleminde meydna gelen ve başlangıçta geri dönüşümlü olan bozukluklar zaman içerisinde ilerleyerek geri dönüşümsüz anatomik ve yapısal değişiklikler haline gelir.[70] Kalça çıkığında kalçadaki değişiklikler çocukta ve erişkinde farklı değerlendirilir.[19] Bozukluklar, çocuk yürümeye başladıktan sonra kemik lezyonlarına dönüşür, 7-8 yaşından sonra mevcut lezyonlar durağanlaşır ve çıkık yerine koyulamaz hale gelir. Bu duruma gelmiş çıkıklara *envetere çıkık* adı verilir. Asetabulum ve proksimal femurda meydana gelen kemiksel değişiklerle fizyolojik eklem yapısı bozulur. Buna ikincil olarak eklem çevresindeki dokularda (kapsül, bağlar ve nörovasküler yapılar) da çeşitli değişiklikler meydana gelir. Hastalığın bir aşamasında yapılmış olan cerrahiye bağlı değişiklikler de eklenince patoloji daha karmaşık bir hal almaktadır. Hem yumuşak dokularda, hem kemiklerde ve her hastada farklı bir kombinasyon ile karşımıza çıkabilen bu değişiklikler iki başlık altında değerlendirilecektir.

a. Kemiksel değişiklikler:

Asetabulumdaki Değişiklikler: Anatomik değişiklikler, asetabulumdaki displazi ile

bağlantılıdır.[93, 94] Alt seviyede subluksasyonda, asetabulum sığ, fakat geniş ve oval bir açıklığa sahiptir. Asetabulumun anteromedial duvarı çok zayıf olmasına rağmen, posterior duvarda yeterli kemik destek bulunur. Yüksekte kalça çıkığında ise asetabulum daha küçük ve anteverttir. Asetabular duvar daha ince ve yumuşaktır. Derinliği daha azdır. Özellikle ön-arka çapı daha kısadır (Şekil 4A ve B). Yüksekte çıkık olgularda, yalancı asetabulumda genellikle bir tavan vardır ancak displastik olgularda bu tavan da çok yetersizdir.[95] Ayrıca tüm pelvis ve iliak kanatta da küçülme olabilir. Ender olarak retrovert olduğu durumlarda arka duvar defektiyle karşılaşılır.[21]

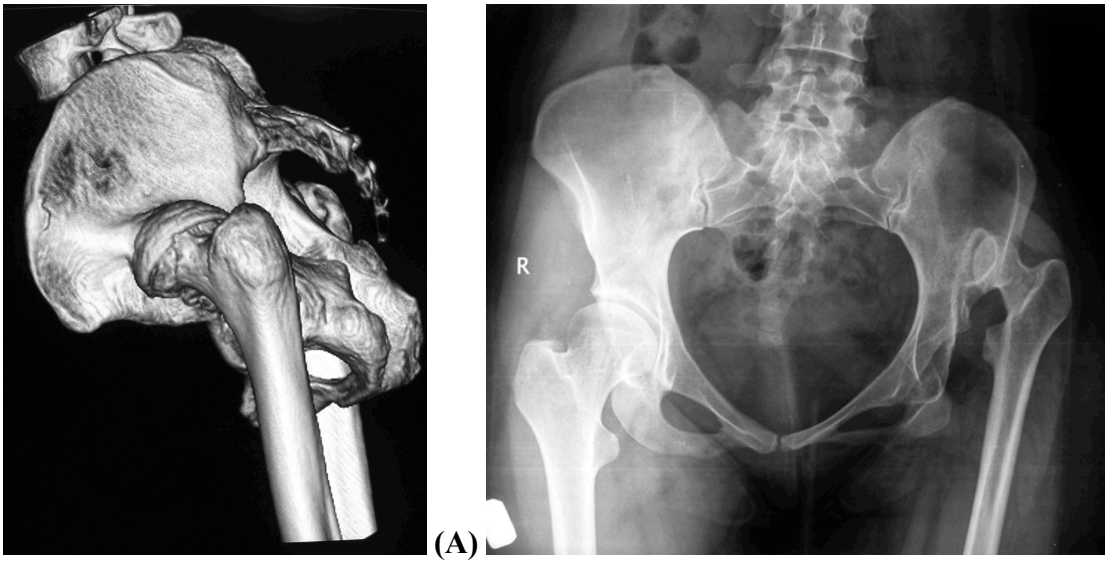
(A)

(B)

Şekil 4A ve B: Yüksekte kalça çıkıklı bir olgunun 3 boyutlu BT görüntülemesinde gerçek asetabulumun üçgen şeklindeki görünümü. Gerçek asetabulumun derinliğinde azalma ve duvarlarındaki yetersizlik görülmekte. Femur medullasının ön-arka çapının, medio-lateral çapına göre artmış olduğu görülmekte.

Proksimal Femurdaki Değişiklikler: Proksimal femurun hipoplazik ve aşırı antevert oluşu en belirgin ve önemli iki bulgudur.[95] Femur başının pelvise göre konumları değişiktir. Baş iliak kemiğin dış yan yüzünü ikiye ayıran krista ile temasta olduğunda *ara durumda çıkık*, bu çizginin önündeki spina ilika anterior superiorun altına yerleşirse *öne çıkık*, çizginin arkasına yerleşmesi durumunda ise *arka çıkık* diye tanımlanır. Genellikle ön ve ara çıkıklar destekli çıkıklardır. İliak kemiğin dış yan yüzüne yaslandığı yerde *neokotil* denilen bir oluşum meydana gelerek başı kısmen örter. Arkaya çıkıkların ise genellikle hiçbir desteği bulunmaz. Femur başının şekli bozulmuştur. Öne çıkıklarda hipertrofiye olan baş düzensiz

bir kıkırdağa sahip olup yassılaşmış durumdadır. Femur boynu deformedir ve anteversiyonu artmıştır (Şekil 5A ve B). Arkaya çıkıklarda ise, başın daha fazla yukarı hareketi sadece kapsül ve gluteal adaleler tarafından engellenmiştir. Bu durumda femur başı atrofik ve osteoporotiktir.[19, 47] Büyük trokanter arkaya yer değiştirmiştir. Sıkı bir istmus ile giderek daralan femoral kanal, dar ve düzdür. Boynun anteversiyonundan dolayı femur diafizinde frontal plandaki genişlik, sagital plandakinden daha dar olabilir (Şekil 4B).[95] Boyun gövde açısı artmış ve medial kurvatür normal femurlara göre düzleşmiştir.[96, 97]



(A) (B)

Şekil 5: A- Femur boynunun anteversiyonu ve pelvik inklinasyonun artmış olduğu görülmekte, B- Farklı bir hastanın pelvis grafisinde çıkık kalçanın olduğu tarafta iliak kemik karşı tarafa oranla daha küçük, femur medullası daralmış ve düzleşmiş görülmekte.

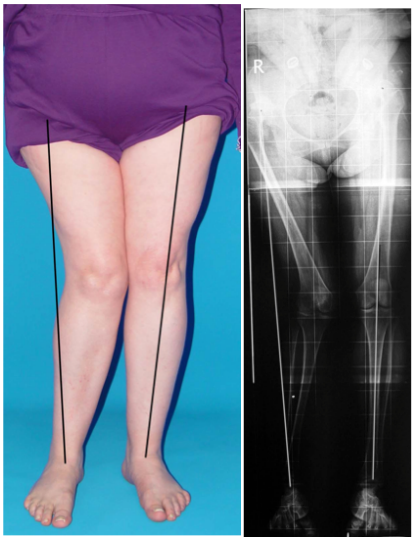
b. Yumuşak Dokudaki Değişiklikler:

Yumuşak doku değişiklikleri daha çok displazi veya çıkığa ikincil olarak gelişmektedir. Tüm kalça çevresi kaslar özellikle de iliopsoas, hamstringler, adduktorlar, gluteus maksimus ve rektus femorisde kısalma meydana gelir ve uyguladıkları kuvvetin yönü değişmiştir. Femur başının proksimale yer değiştirmesi ile abdüktor kas gruplarının yönelimi daha horizontalleşir. Kum saati şeklini alan kapsül uzamış ve kalınlaşmıştır. İliopsoas tendonu gergin ve hipertrofiktir. Zaman içerisinde boyu kısalan siyatik sinir ve pelvisi normalden daha superior ve lateralden terkeden femoral sinir ekstremitenin rekonstrüksiyonu sırasında aşırı distraksiyona maruz kalırsa yaralanma riski taşır. Asetabulumun alt kenarına çok yakın

seyreden derin femoral arter de risk altındadır.[95, 98-100]

3. Klinik Bulgular

Gelişimsel kalça displazisine ikincil kalça çıkıklarının patolojisi ve bunun kliniğe yansıması hastadan hastaya farklılıklar gösterebilir. Femur başına karşılık gelen yalancı asetabulumun yapısal özellikleri ve çıkığın iki veya tek taraflı oluşu semptomların ortaya çıkışında önemlidir.[69, 72] Tek taraflı öne çıkıklar, her ne kadar ideal olmasa da dayanak noktası mevcut olan çıkıklardır. Hasta devamlı adale dengesi sağlayarak ve ufak adımlarla yürür. İyi merkezileştirilememiş ve femur başının kötü desteklendiği kalçaya binen yükün fazlalığından zaman içerisinde ortaya çıkan artrozik değişiklikler ve kontraktürler hastaların asıl şikayeti olan ağrı, hareket kısıtlılığı ve aksamayı da beraberinde getirir. Ekstremite genellikle addüksiyon, fleksiyon ve dış rotasyon postüründedir.[19] Kalçada meydana gelen bu değişiklik alt ekstremite diziliminin de bozulmasına ve dizde valgus deformitesine neden olur (Şekil 6).[101]



Şekil 6A: Bilateral yüksekte kalça çıkıklı hastanın sağ dizindeki valgus deformitesi görülmekte

Daha nadir olarak görülen tek taraflı arkaya çıkıklarda bacak uzunluğundaki belirgin fark nedeniyle pelvis dengesizliği daha ön planda olduğunda topallama bu hastalarda karakteristiktir. Başlangıçta alt ekstremite uzunluk farkına nedeniyle ortaya çıkan pelvik çarpıklık ve fonksiyonel lomber eğrilik zamanla yapısal hale gelebilir.[84, 99] Frontal plandaki pelvik ve lomber eğriliklere ek olarak femur başının proksimalde ve posteriorda olması nedeniyle sagital planda da pelviste anteriora eğim, dolayısıyla da lomber hiperlordoz gelişir.

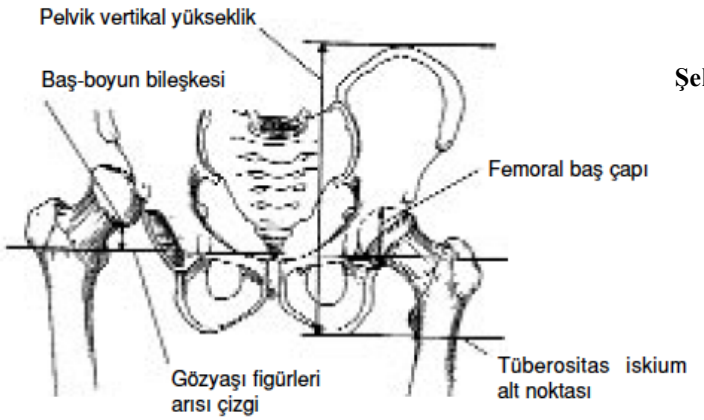
Omurgadaki bu ikincil deformiteler nedeniyle değişen yük dağılımı zaman içerisinde faset eklem artrozu ve disk dejenerasyonuna sebep olarak hastaların kalçadan çok bel ağrısından şikayetçi olmalarına neden olur.[19, 99] Özet olarak, eğer hastada iyi gelişmiş bir yalancı kalça eklemi var ise bu eklem zaman içerisinde artroza gideceğinden hastanın kalça ağrısı şikayetleri ön planda olur. Yalancı kalça eklemi iyi gelişmemiş, yüksekte çıkık femur başlarının kemiksel karşılığı yok ve femur başları gluteal adaleler içerisinde ise, hastada kalça ağrısından çok, ön planda kalça çıkığına ikincil bel şikayetleri olacaktır.

4. Sınıflandırma

Gelişimsel kalça displazisi ve buna ikincil çıkıklarında patolojik anatominin tanımlanması, uygulanacak tedavi yönteminin planlamasında ve sonuçlarının değerlendirilmesi amacıyla çeşitli sınıflandırmalar yapılmıştır. Bu amaçla en yaygın olarak kullanılan iki sınıflama Crowe ile Hartofilakidis'e aittir.[38, 47]

Crowe Sınıflaması:

Crowe sınıflamasında displastik kalçalar femur başının yukarıya migrasyon miktarına göre radyolojik olarak 4 evrede sınıflandırılır.[47] Migrasyon miktarı hesaplanırken ilk olarak anterior-posterior pelvis grafisinde gözyaşı figürü ile femur başının boyun ile inferiorda birleştiği nokta arasındaki yükseklik farkı ölçülür. Normal bir kalçada, her iki kalçanın gözyaşı figürlerini birleştiren çizgi femur başının femur boynu ile inferiorda birleştiği noktadan geçer. Elde edilen değerin, sağlam femur başının vertikal çapına (baş yüksekliğine) olan oranı *kalçanın subluksasyon oranı* olarak kabul edilir (Şekil 7). Eğer her iki kalça displastik veya çıkık ise femur başı yüksekliğinin pelvisin yüksekliğinin beşte biri olduğu kabul edilerek hesaplamalar yapılır (Şekil 8).



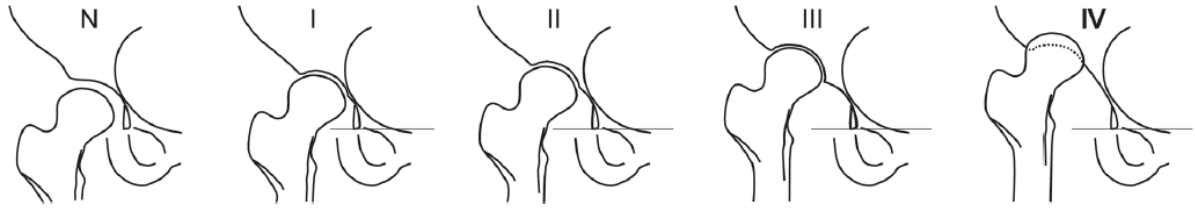
Şekil 7: Crowe sınıflamasında ölçümler[10]

Tip I: Femur başının yukarıya yer değiştirmesi baş yüksekliğinin %50'sine kadar veya pelvis yüksekliğinin %10'una kadar.

Tip II: Femur başının proksimale yer değiştirmesi, baş yüksekliğinin %50-75'i arasında veya pelvis yüksekliğinin %10-15'i arasında.

Tip III: Yer değiştirme miktarı, femur başı yüksekliğinin %75-100'ü arasında veya pelvis boyunun %15-20'si arasındadır.

Tip IV: Femur başının proksimale yer değiştirmesi, baş yüksekliğinin %100'ü veya pelvis yüksekliğinin %20 'si kadar.



Şekil 8: Crowe sınıflaması[101]

Hartoflakidis Sınıflaması:

Bu sınıflamada femur başının asetabulum ile olan ilişkisinin yanında anatomik değişiklikleri değerlendirilmiştir.[38] Hartofilakidis ve arkadaşları, karşılaştıkları intraoperatif sorunlardan yola çıkarak daha sonra bu sınıflamalarında Tip B ve Tip C 'yi ikişer alt guruba ayırmışlardır (Şekil 9).[102]

Tip A: Displazik kalça; femur başı gerçek asetabulum tarafından kısmen örtünmüştür.

Tip B: Aşağıda çıkık kalça; yalancı asetabulumun alt kenarı, gerçek asetabulumun üst kenarı haline gelecek şekilde birleşirler.

B1: Gerçek asetabulumun yalancı asetabulum tarafından genişçe örtünmesi

B2: Gerçek asetabulumun yalancı asetabulum tarafından örtünmesinin sınırlı olması.

Tip C: Yüksekte çıkık kalça; gerçek asetabulum ile yalancı asetabulum arasında ilişki yoktur.

C1: İliak kemikte, yüksekte yalancı bir asetabulumun bulunması

C2: Femur başının abduktor kasların içerisinde yerleşimi.

Şekil 9: Hartofilakidis sınıflaması[38]

Eftekhar Sınıflaması:

Kantitatif değildir ve patolojinin değerlendirilmesinde kullanılır .[103]

Tip A: Asetabulum, hafif displaziktir ve femur başı yuvarlaklığını kaybetmiştir.

Tip B ve C: Gerçek asetabulum gelişmemiştir fakat tabanı kalın ve yağlı fibröz doku kaldırıldıktan sonra kolaylıkla ayırt edilebilir durumdadır. Yalancı asetabulumun alt kenarı gerçek asetabulumun tavanını oluşturur.

Tip D: Gerçek asetabulumun yeri zorlukla seçilir. Femur başının iliak kemik ile bağlantısı yoktur.

5. Gelişimsel Kalça Displazisine İkincil Yüksekte Kalça Çıkığının Tedavisi

İhmal edilmiş kalça çıkığının tedavisinin iki temel amacı hastaların ağrılarını hafifletmek veya mümkünse ortadan kaldırmak ve onlara günlük yaşamlarını kolaylaştıracak fonksiyonel bir ekstremite sağlamaktır. Hastalığın şiddetine göre sırasıyla veya kombine olarak konservatif ve cerrahi tedavi yöntemleri uygulanabilir. Konservatif tedavi yöntemleri genel olarak kilo kontrolü, koltuk değneği kullanımı ile vücut ağırlığının ekstremitelere dengeli bir şekilde dağıtılmasını sağlamak, analjezik tedaviler, ekstremite kısalığını azaltmaya yönelik kısalık telafileri ve fizik tedavi yöntemleri olarak sayılabilir. Günümüzde, ihmal edilmiş kalça çıkığının tedavisinde cerrahi tedavi yöntemleri daha ön plandadır. Hastaların genç yaşta olması ve hastalığın patoanatomik özellikleri cerrahi tedavi seçeneklerini de sınırlamaktadır. Seçilmiş olgularda kalça artrodezi ve displastik olgularda

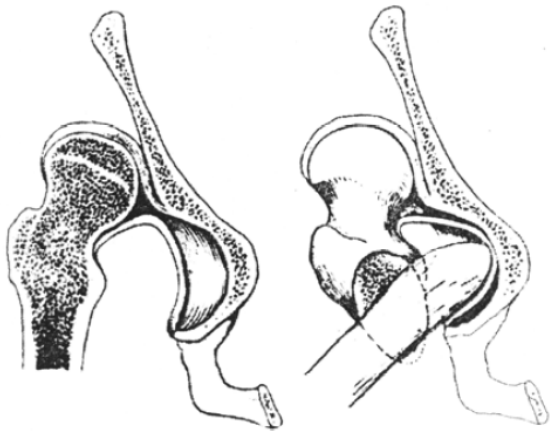
periasetabuler veya intertrokanterik osteotomiler uygulanabilir. Ancak günümüzde pelvik destek osteotomileri ve artroplasti seçenekleri tüm dünyada kabul gören cerrahi tedavi yöntemleridir.

a. Kalça Artrodezi

Kalça artrodezi bu hastalarda tercih edilebilecek bir yöntemdir, ancak seçilecek hasta grubu oldukça sınırlıdır. Tek taraflı kalça çıkığı olan hastalarda karşı taraf abduktor gücü yeterli, lomber vertebralarda dejeneratif değişiklikleri yok, aynı taraf diz eklemi stabil ve karşı kalçada da hareket kısıtlılığı yok ise kalça artrodezi uygulanabilir. Çoğunluğu genç kadın olan bu hasta grubunda kalça artrodezi hastaların cinsel yaşamlarını da olumsuz etkileyebileceğinden dikkatle düşünülmelidir.[20]

b. Pelvik Destek Osteotomileri

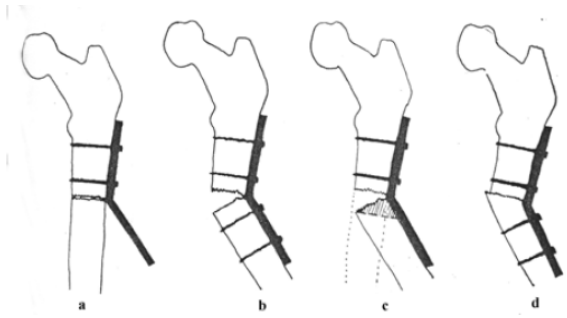
Pelvik destek osteotomileri yüksekte kalça çıkığının ilk ciddi tedavi girişimleridir. Lorenz ile başlayan destek osteotomilerine daha sonra Schanz, Hass ve Milch kendi modifikasyonlarını eklemişlerdir. Lorenz'in bifurkasyon osteotomisinde intertrokanterik bölgede anterolateralden başlayarak superomediale doğru yönelen oblik bir osteotomi yapıldıktan sonra osteotominin distal fragmandaki üzeri kapsül ile örtülü ucu asetabulum içerisine, proksimal kısmı ise distal fragmanın diyafizine doğru yerleştirilir (Şekil 10).[19-21, 104]



Şekil 10: Lorenz 'in bifurkasyon osteotomisi

Schanz'ın iskion hizasından, subtrokanterik bölgeden yaptığı abduksiyon

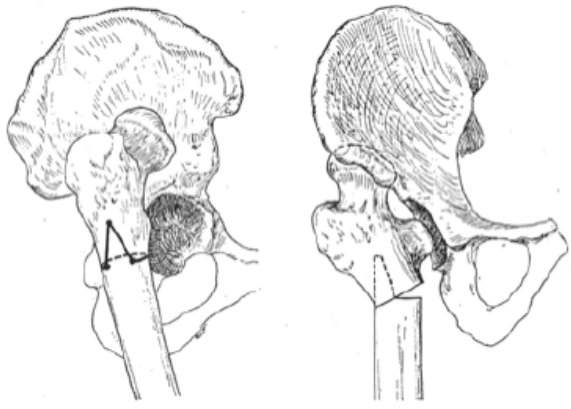
osteotomilerine benzer osteotomilerde amaç destek sağlamaktan çok abduktor adalelerin yapışma noktasını daha distale ve laterale alarak moment kolunu uzatmak ve abdüktör yetersizliği azaltmaktır. Bu şekilde yürüme esnasında daha iyi bir pelvik denge temin edilerek Schanz'ın *ölü zaman* olarak tariflediği, yürümede pelvisin femura yük aktarması yani femurun taşıyıcı birim haline gelmesi için geçen süre ortadan kaldırılmış, bunun sonucunda da yürümede meydana gelen topallama düzeltilmiş oluyordu (Şekil 11).[19]



Şekil 11: Schanz tipi osteotomilerden olan Blount tekniğinin uygulanışı

Orijinal Schanz osteotomisinde fragmanlar arasına yalnızca frontal planda abduksiyon verilir ve tespit amaçlı kemik pegler kullanılır. Yüksekte kalça çıkığında pelvik inklinasyon ve zamanla hiperlordoz gelişmesi nedeniyle bu osteotomiye, Glauber'in de tariflemiş olduğu şekilde, ekstansiyon da eklenerek lomber hiperlordozun düzeltilmesi hedeflenmiştir.[19]

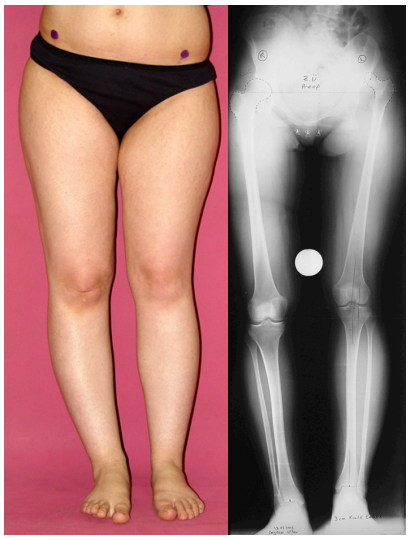
Hass'ın tekniğinde de Lorenz'in bifurkasyon osteotomisine benzerdir, ancak burada osteotomi biraz daha distalden, trokanter minörün hemen altından yapılarak, yükün proksimal fragmanda kalan trokanter minör aracılığıyla distale nakledilmesi hedeflenmiştir. Tespit için implant kullanılmamış, distal fragmanın lateral kenarına oluşturulan bir çıkıntı proksimal fragmanın medullasına sokularak hastalara ameliyat sonrası alçı uygulanmıştır (Şekil 12). [23, 103]

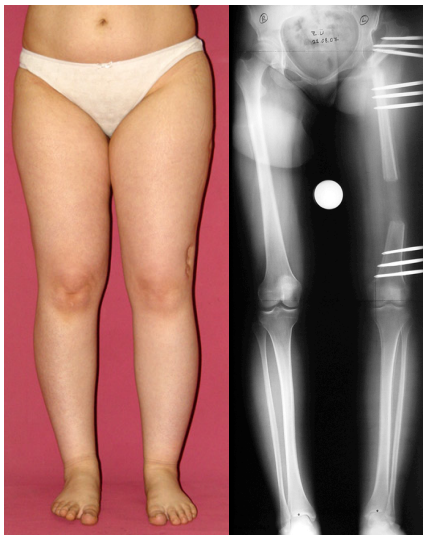


Şekil 12: Hass osteotomisinin uygulanışı[24, 104]

Milch osteotomisi olarak bilinen *rezeksiyon angulasyon osteotomisi* Charnley'in artroplastiden bahsetmesinden bir yıl önce 1959'da önerildi. Bu osteotomide amaç zaman ile artrozik hale gelen yalancı kalça ekleminin oluşturduğu ağrıyı ortadan kaldırmaya yönelik femur başının rezeksiyonu ve baş rezeksiyonuna subtrokanterik abduksiyon osteotomisi de eklenerek daha iyi bir kalça fonksiyonu elde etmektir.[105, 106]

İlizarov'un tarif ettiği pelvik destek osteotomisi sadece kalçanın rekonstrüksiyonuna değil, yukarıda anlatılan pelvik destek osteotomilerinin en önemli dezavantajları olan ekstremitenin eşitsizliği, krurisler arası mesafenin artması ve mekanik aksın dizin lateraline kayması gibi sorunlara da çözüm üretebilmiştir.[27] Bu teknikte kalça destek osteotomisi amacıyla proksimal femura yapılan valgizasyon osteotomisine, aynı seansta distal 1/3 femurdan varizasyon ve uzatma amacıyla ikinci bir osteotomi eklenerek bu bölgeden yapılan distraksiyon osteogenezi ile kısalık ve deformite telafi edilmiş olur (Şekil 13A ve B). Klasik İlizarov yönteminde kemik tespiti her seviyede Kirschner teli ile yapılmaktaydı, ancak Catagni ve arkadaşlarının geliştirdiği yöntem ile yarım halkalar ve Schanz vidaları da kullanarak gelişebilecek olası yumuşak doku problemleri ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır.[107-109] Hasta konforunun da ön planda olduğu günümüzde ise sirküler eksternal fiksatörlerin yanında unilateral eksternal fiksatörler ile de bu teknik uygulanabilmektedir.[110]


(A)


(B)

Şekil 13 A ve B: Unilateral eksternal fiksatör kullanılarak, İlizarov metodu ile tedavi edilmiş yüksekte kalça çıkıklı hastanın ameliyat öncesi ve sonrası klinik ve radyografik görünümü.

İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji kliniğinin ihmal edilmiş GKD'ye bağlı kalça çıkıklarında osteotomi uygulamaları ile ilgili çok geniş tecrübesi bulunmaktadır. Dr. Mişel Kokino tarafından, 1942 ile 1972 yılları arasında uygulanan osteotomilerin sonuçları bir tez çalışması olarak sunulmuştur.[19] 1969 ile 1979 yılları arasında uygulanan Schanz osteotomilerinin sonuçları ise 1991 yılında Şar ve Kokino tarafından yayınlanmıştır.[111] 1993 yılında, Dr. Mehmet Çakmak ve Dr. Mehmet Kocaoğlu önderliğinde İlizarov uygulamalarının başlatılması sonrasında, kalça rekonstrüksüyonlarında İlizarov metodu kullanılmaya başlanmış, 2000 yılında bu yönteme ait erken sonuçlar, 2002 yılında ise 5,5 yıllık takiplerinin sonuçları bildirilmiştir.[112, 113] 2005 yılında Dr. Vahit Emre Özden yaptığı tez çalışması ile yüksekte kalça çıkığı tedavisinde İlizarov ile kalça rekonstrüksiyonu osteotomisi ve kısaltmalı total eklem artroplastisi tekniklerinin sonuçlarını klinik, radyolojik ve yürüme analizi ile dinamik olarak karşılaştırmış, her iki tekniğin de bu hasta grubunda oldukça faydalı olduğu ve hasta memnuniyeti açısından aralarında bir fark olmadığı sonucuna varmıştır[17].

c. Total Kalça Artroplastisi

Modern protez cerrahisinin öncüsü sayılan Charnley'in "yüksekte kalça çıkığında uygulanacak total kalça artroplastisinin mevcut patolojiden daha kötü sonuçlar vereceğini" belirtmesinin üzerinden bu gün tam 40 yıl geçmiş olsa da bu konudaki tartışmalar hala devam etmektedir. Ancak hızla ilerleyen implant teknolojileri ve cerrahi ekipmanların gelişmesi sayesinde, günümüzde, yüksekte kalça çıkığı olgusu denildiğinde ortopedistlerin aklına ilk önce kısaltmalı total kalça artroplastisi ameliyatları gelmektedir; ikinci olarak da bu ameliyatlar sırasında veya sonrasında meydana gelebilecek çözümü zor sorunlar! Ülkemizde diğer gelişmiş ülkelere oranla GKD nedeniyle erken tanı ve tedavi şansını bulamamış hastaların daha fazla olması Türkiye'deki ortopedistleri bu sorunlarla daha fazla karşı karşıya getirmektedir.

Gelişimsel kalça displazisine bağlı yüksekte kalça çıkığı bulunan olgular total kalça artroplastisi uygulamaları açısından özel bir yere sahiptir. Bu hastalığın kendine özgü patoanatomik özellikleri ve hastaların bir kısmının daha önce cerrahi girişim geçirmiş olmaları nedeniyle ortaya çıkan teknik sorunlar ve bu gruptaki hastaların diğer artroplasti adaylarına göre daha genç yaşta olmaları bu gruptaki hastaları diğerlerinden farklı kılmaktadır.[32, 39, 47] Bu nedenle bu hastaların ameliyat öncesi planlamaları titizlikle

yapılmalıdır. Pelvis AP grafisinin yanında tüm femuru gösteren AP ve lateral grafiler, deformitelerin ve ekstremite uzunluklarının planlanması için bacak uzunluk grafileri de çekilmelidir. Asetabulumdaki kemik stoğunu ve hem asetabulum hem de proksimal femurdaki anatomik özellikleri ve deformiteleri daha net olarak değerlendirebilmek amacıyla bilgisayarlı tomografiden (BT) de faydalanılabilir. Bu görüntülemelerden elde edilecek bilgiler ışığında ameliyat öncesinde yeterli planlama yapılarak kısaltıcı osteotomi gerekip gerekmediği, yapılacaksa hangi seviyeden, ne şekilde ve hangi uzunlukta bir osteotomi yapılacağı belirlenmelidir. BT görüntülemeleri sayesinde asetabuler derinlik, çap ve kemik stok, asetabulum ve femur boynunun versiyonları, femur medullasının çapı kolaylıkla değerlendirilerek uygun implantlar önceden hazırlanabilir.

Asetabulum Rekonstrüksiyonu:

Yüksekte kalça çıkığı bulunan hastalara total kalça artroplastisi uygulanırken asetabuler komponentin yüksekte kalça merkezi oluşturacak şekilde (high hip center) bırakılabileceğini ifade eden yazarlar olsa da günümüzde artık asetabulumun gerçek asetabuluma yani anatomik yerine indirilmesi gerekliliği konusunda görüş birliği vardır.[43, 47, 114] Yapılan çalışmalar göstermiştir ki asetabuler komponentin anatomik yerine yerleştirildiği hastalarda femoral ve asetabuler komponentte gevşeme nedeniyle revizyon ihtiyacı dah az olmaktadır.[115-118] Bunun iki önemli nedeni vardır. Birincisi gerçek asetabulum her ne kadar hipoplazik ve defektli de olsa iliak kemik ile karşılaştırıldığında asetabuler komponentin yerleştirilebileceği çok daha iyi bir kemik stoğa sahiptir. İkincisi, gerçek asetabulumda, gereğinde medializasyon veya asetabuler tavan rekonstrüksiyonu teknikleri de kullanılarak, kalçanın anatomik rotasyon merkezi elde edilebilir. Rotasyon merkezinin distale ve mediale alınması ile abduktor kol rekonstürükte edilmiş olur ve biyomekanik olarak kalçaya binen yükler daha fizyolojik sınırlara geriler.[38] Diğer bir avantajı da ekstremitedeki kısalığın kısmen de olsa telafi edilmiş olmasıdır.

Gerçek asetabulumda özellikle anterior ve superior duvar yetersizliği söz konusudur. Buradaki defektlerin tamir edilerek asetabuler komponentin örtünmesini artırmak amacıyla kemik çimentosu, yapısal greftler (baş greftleri) ve rekonstrüksiyon halkası gibi pek çok yöntem daha önce denenmiştir.[36, 40, 119] Asetabuler komponentte %70 örtünmenin yeterli olabileceği belirtilerek bu amaçla kontrollü olarak medial duvarın kırıldığı (protrusio socket veya cotyloplasty) medializasyon teknikleri geliştirilmiştir.[39, 45, 54] Günümüzde asetabuler

komponent tutunması için çimentolu komponent uygulayanlar olduğu gibi çimentosuz komponent tercih edenler de vardır. Ancak kesin olan şudur ki bu hastalarda 40 - 44 mm gibi küçük çaplı asetabuler komponentler kullanılmak zorunda kalınabilir. Bu da beraberinde ince polietilene bağlı aşınma sorunları getireceğinden monoblok komponentler veya seramik-seramik yüzeyler gibi alternatif yüzey arayışlarına girilmiştir.[120-122]

Femur Rekonstrüksiyonu:

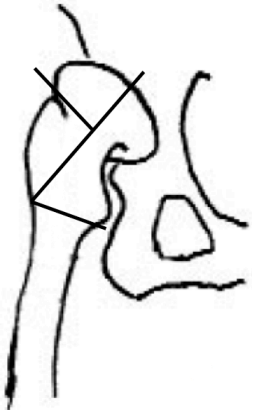
Bazı yazarlar yüksekte kalça çıkıklı hastalarda total kalça artroplastisi ameliyatlarında, ameliyatın en çok zorlandıkları bölümünün femoral rekonstürüksiyon aşaması olduğunu belirtmişlerdir. Bu durumun üç temel nedeni vardır.

Birincisi, bu hastalarda aşırı antevert femur boynu, hipoplazik ve düzleşmiş proksimal femur, dar femur medullası ve osteoporotik femur korteksi gibi patolojik anatomik özellikler uygulanacak cerrahi tekniği de zorlaştırmaktadır. Çoğu olguda femur medullasının koronal plandaki çapı, sagital plandaki çapından daha dardır.[32] Bu problemlere çözüm olarak küçük, düz ve kısa femoral komponentler tercih edilmekte, bazı merkezlerde ise ameliyat edilecek hastanın femrunun anatomik özelliklerine uygun protezler ürettirilmektedir.[123] Son yıllarda yapılan çalışmalarda ise yüksekta kalça çıkıklı hastalarda, femurun patoanatomik özelliklerine uygun moduler protezlerin kullanımının başarılı olduğu yönündedir. [124-126]

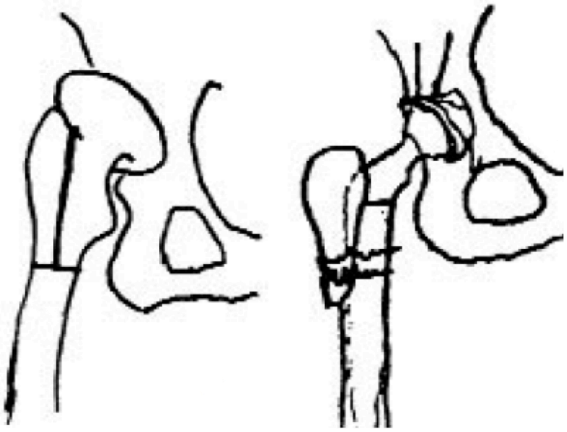
İkinci neden, çok büyük bir bölümü genç yaşta olan bu gruptaki hastaların bir kısmına geçmişlerinde artroplastiye alternatif bir biyolojik rekonstrüksiyon yöntemi olarak pelvik destek osteotomileri uygulanmış olması, zaten deforme olan proksimal femuru daha da karmaşık hale getirmektedir.

Üçüncü neden ise, asetabulumun çoğu zaman anatomik kalça merkezi elde edilecek şekilde rekonstrükte edilmesi nedeniyle proksimal femurun, çevre nörovasküler yapılar ve kas grupları ile birlikte distale ilerletilme zorunluluğudur. Bu durum, özellikle yüksekte çıkık kalçalarda siyatik sinir, femoral sinir ve femoral arter için yaralanma riski oluşturduğundan bu problemin çözümü için de femur kısaltıcı osteotomileri gündeme getirilmiştir.[32, 45, 127] Aynı anda proksimal femurun distale ilerletilmesi ve femur kısaltıcı osteotomisi yapılırken bir yandan da ekstremite boylarının eşitlenmesi hesaplarının yapılarak femur rekonstrükte edilmelidir.

Çok çeşitli femoral kısaltma osteotomileri mevcut olsa da, günümüzde en sık kullanılan osteotomi çeşitleri iki başlık altında toplanmaktadır. Büyük trokanter osteotomisi, proksimal femur rezeksiyonu ve trokanterin distale nakli, ikincisi ise subtrokanterik bölgeden segmenter kemik rezeksiyonu şeklinde yapılan kısaltmalardır (Şekil 14A ve B).[32, 44, 46, 102] Nadir olarak kullanılsa da distal femurdan kısaltıcı osteotomiler de yapılabilmektedir.



Şekil 14A: Femur kısaltma amacıyla Dunn ve Hess tarafından tariflenen trokanter osteotomisi ve proksimal femur rezeksiyonu

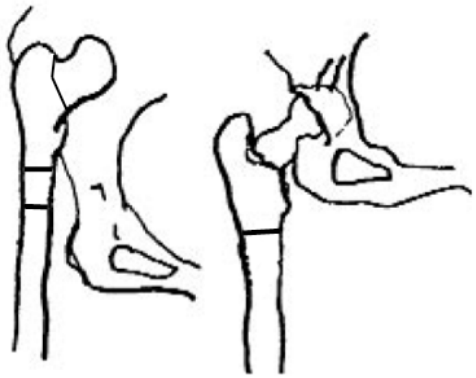


Şekil 14B: Paavilainenin tanımladığı trokanter major osteotomisi ve proksimal femur rezeksiyonu ile kısaltmalı total kalça protezi osteotomi

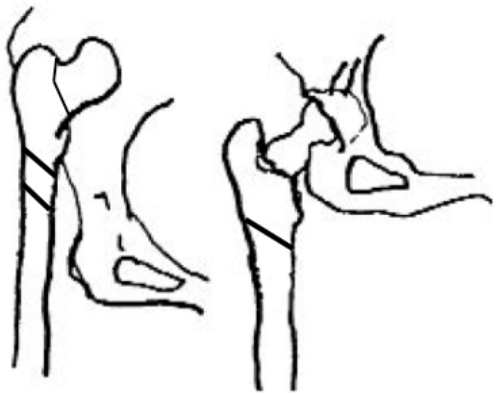
Trokanter altından, metafizer bölgeden yapılacak segment rezeksiyonları çeşitli modifikasyonları olmakla birlikte genel olarak transvers, oblik, basamaklı veya çift çavuş işareti (double-chevron) şeklinde osteotomiler ile uygulanmaktadır.[64, 128-130] Bu osteotomi tiplerinin herbirinin çeşitli avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Hepsinde ortak amaç femurun proksimalini anatomik yerine indirebilmek için gerekli olan kısaltmayı yapmak ve anteversiyonu artmış, deforme şekildeki femur proksimaline en uygun protezi doğru şekilde yerleştirip stabil bir yapay eklem elde etmektir.

Transvers osteotomiler kolay, kısa sürede yapılabilecek osteotomilerdir ve proksimal femurdaki versiyon problemi en kolay bu osteotomiler ile giderilebilir (Şekil 15).[131] Ancak osteotomi hattındaki temas yüzeyinin ve biyomekanik stabilitenin yetersiz olması kaynamama riskini artırmaktadır.

Oblik osteotomiler, transvers osteotomilere göre daha geniş temas yüzeyi ve stabiliteye sahip osteotomilerdir. Bu osteotomilerin transvers osteotomilere göre daha stabil olduğunun düşünülmesi ve rotasyon sorunun kolaylıkla halledilebilmesi pek çok ortopedisti bu osteotomi tipini tercih etmesine sebep olmuştur (Şekil 16).

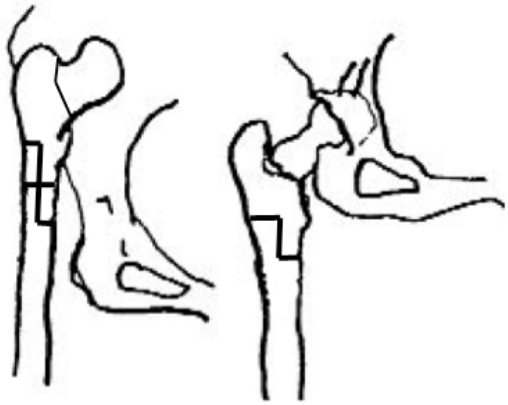


Şekil 15: Transvers osteotomi ile femoral kısaltma



Şekil 16: Subtrokanterik oblik osteotomi ile femur kısaltma

Basamaklı ve chevron tarzı osteotomilerde ise, her ne kadar total kalça artroplastisi uygulamalarında biyomekanik çalışması daha önce yapılmamış olsa da, stabilitenin daha yüksek olması beklenmektedir. Daha önce pelvik destek osteotomisi yapılmış olgularda basamaklı osteotomi ile var olan deformitenin daha kolay düzeltilebileceği ileri sürülmüştür (Şekil 17).[44] Bu iki osteotominin de en önemli dezavantajı uygulamadaki teknik zorluklardır.



Şekil 17: Basamaklı osteotomi tekniği ile femur kısaltma. Bu osteotomide, osteotominin transvers kesiler olan proksimal-lateral ve distal-medial bölümlerinin yerleri değiştirilebilir ve basamaklar farklı açılarda oluşturulabilir. Böylece, önceden yapılmış bir Schanz osteotomisi gibi, proksimal femurda bir deformite varsa daha kolay düzeltilebilir.

Bu osteotomiler ile birlikte eğer çimentolu femoral komponent kullanılması planlanıyorsa, kaynamayı olumsuz etkilememesi için çimentonun osteotomi hattına girmemesi açısından çok dikkatli olunmalıdır.

Kısaltıcı osteotomi sonrası femoral komponentin yerleştirilmesinin ardından, osteotomi hattının tespiti amaçlı plak-vida, kablo veya serklaj teli uygulayanlar olduğu gibi, hiç implant uygulamayan ve kemik medullasında protezin intrameduller bir çivi benzeri oluşturduğu stabiliteye güvenenler de olmuştur.[46]

Unutulmamalıdır ki yüksekte kalça çıkığı nedeniyle kısaltmalı total kalça artroplastisi yapılan hastalar genç, aktif ve biyomekanik sorunları bulunan ve hasta memnuniyeti daha düşük olan hastalardır. Bu nedenlerle bu hastalara uygulanacak protezler, diğer protez hastalarınınkinden daha erken gevşeyecektir ve belki de bir kaç revizyona ihtiyaç duyabilecektir. Çalışmalar göstermiştir ki yüksekte çıkık kalçalarda daha çok femoral komponentler, alçakta çıkık kalçalarda ise daha çok asetabuler komponentler gevşemektedir.[39] Ameliyat sonrası dönemde femoral komponent ile ilgili görülebilecek en önemli sorunlar osteotomi hattında yetersiz stabilite, kaynamama ve protez gevşemesidir. Bu nedenle, yüksekte kalça çıkığı bulunan her hastada farklı patoanatomik özellikler görülebileceğinden osteotominin tipi, osteotomi sonrası stabilitenin sağlanması ve implant seçimi konularında dikkatli davranılmalıdır.

III- GEREÇLER VE YÖNTEM

İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda gelişimsel kalça displazisine ikincil yüksekte kalça çıkıklı hastaların tedavisinde uygulanan kısaltmalı total kalça artroplastisi ameliyatlarında en sık tercih edilentrokanter altı femur kısaltıcı osteotomi tipleri oblik ve basamaklı osteotomilerdir.[10, 65] Kliniğimizde uzun yıllardır çimentosuz komponentler ile yapılan bu ameliyatlarda femoral komponent olarak çoğunlukla metafizer tutunumlu, konik protezler veya diyafizer tutunumlu olan, silindirik protezler kullanılmaktadır. Her iki osteotomi tipinde de protez yerleştirildikten ve ekstremitenin rotasyonundan emin olunduktan sonra, aradan çıkartılan kemik fragmanlar sagital planda ikiye bölünüp yumuşak dokusu da korunarak osteotomi hattına çelik kablo veya serklaj teli ile tespit edilmektedir. Burada amaç rezeke edilen kemik fragmanı otogreft olarak kullanarak osteotomi hattında kaynamama oranını azaltmaktır.[133] Bu çalışmada, klinik pratiğimizde kullandığımız bu 4 farklı cerrahi seçeneğin ameliyat sonrası erken dönem stabilitelerini *in vitro* test etmek ve karşılaştırmak istedik.

A- Deneyin Oluşturulmasında Kullanılan Gereçler

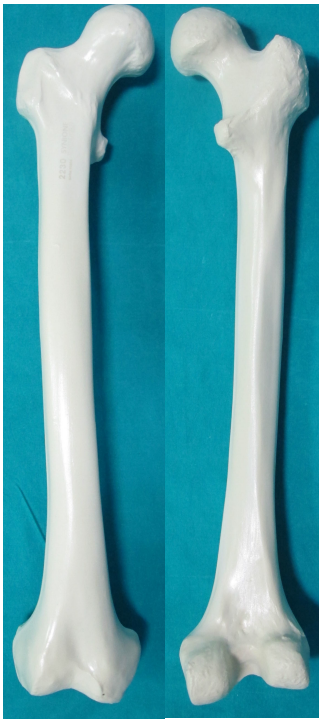
Kısaltmalı total kalça protezi ameliyatlarının femoral komponentinin stabilitesini test etmek amacıyla kullandığımız gereçleri üç ana başlık altında toplayabiliriz:

1. Kısaltmalı kalça protezinin femoral komponentinin oluşturulacağı femur, protezler, çelik kablo ve bu implantları kemiklere uygulayabilmek için gerekli cerrahi setler,
2. Elde edilen femur konstrüksiyonunu, biyomekanik test cihazına adapte edebilmek için gerekli ara elemanlar,
3. Biyomekanik test cihazı ve uygun yazılımlar.

Testlerde toplam 64 adet poliüretan, sağ femur modeli kullanıldı (Synbone 2230, Synbone AG, Malans, İsviçre). Bu model, dışta kortikal bir yüzeye, içte spongioz özellikli bir medullaya sahiptir ve gerçek insan femuru ile benzer anatomik ve biyomekanik özelliktedir (Şekil 18). Modeller arasında anatomik ve biyomekanik açıdan fark bulunmamaktadır.

Femur modellerinin anatomik özellikleri:

- Uzunluk: 465 mm
- Kondiler genişlik 86 mm
- Boyun-şaft açısı 135°
- Boyun anteversiyonu 15°
- Baş çapı 48 mm
- Kanal çapı 9,5 mm



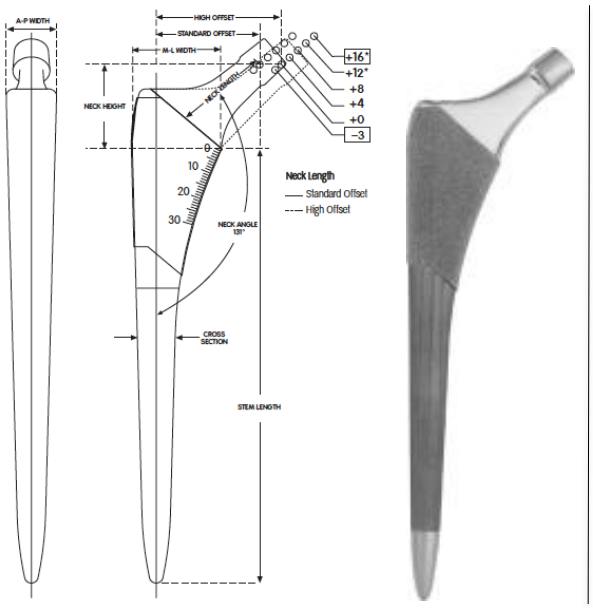
Şekil 18: Kompozit femur test materyalinin önden ve arkadan görünümü (Synbone 2230)

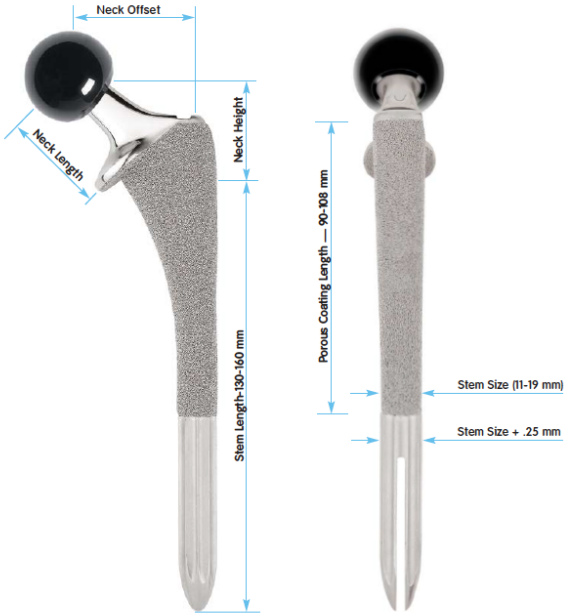
Femoral stem olarak klinik uygulamamızda en sık olarak kullandığımız iki farklı tip çimentosuz, poröz protezler temin edildi:

- Metafizer tutunumlu, konik saplı (Synergy, Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD) (Şekil 19A)
- Diafizer tutunumlu, silindirik saplı (Primer Echelon, Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD) (Şekil 19B)

Deney kurgulanırken, hangi boyutta femoral stemler temin etmeliyiz sorusunun cevabını bulabilmek için yapılan ön çalışmada femur medullaları oyuldu ve mümkün olan en geniş raspa ile raspalandı. Femur medullalarına press-fit olarak yerleştirilebilen femoral stemler Synergy için size 16 ve Primer Echelon için size 17 olarak belirlendi.

Uygun şekilde hazırlanmış ve kısaltma osteotomisi uygulanmış femur medulları içerisine, iki tip protezden biri yerleştirildikten sonra osteotomi hattının stabilitesine katkıda bulunmak amacıyla bir adet çelik cerrahi kablo kullanıldı. Bu aşamaya kadar, kemik kesilerin yapılması ve implantların yerleştirilebilmesi için protezleri üreten firmanın setleri kullanıldı.





Şekil 19A: Synergy size 16;
baş boyun açısı 131°
konik çap 16 mm
uzunluk 170 mm
ön-arka çap 21 mm
medio-lateral çap 35 mm
boyun yüksekliği 32 mm
boyun ofseti 40mm
boyun uzunluğu 34 mm

Şekil 19B: Primer Echelon size 17;
baş boyun açısı 131°
çap 17 mm
uzunluk 150 mm
boyun yüksekliği 32 mm
boyun ofseti 40mm
boyun uzunluğu 34 mm

Elde edilen konstrüksiyonlar, biyomekanik test cihazına uygun şekilde yerleştirilebilmeleri için alt uçlarından, 110 mm çapında ve 60 mm uzunluğunda hazırlanmış olan PVC borulara polyester macun kullanılarak gömüldü. Aksiyel yüklenme deneyleri için CoCr +0 baş kullanıldı. Torsiyon deneyleri için ise, moment femoral stemin aksı yani femur medullasının

Şekil 20: Protezi, test cihazına adapte etmek amacıyla kullanılan ara bağlantı parçası

anatomik aksına uygulanacak şekilde, stem yerleştiricinin femoral steme vidalandığı bölgeye uygun protez tutucu aparat üretildi (Şekil 20) .

Biyomekanik testler İstanbul Teknik Üniversitesi, Makina fakültesi, Mukavemet Bölümü, Biyomekanik Laboratuvarı'nda, biyomateryallere aksiyel ve torsiyonel kuvvetler uygulayıp materyallerdeki biyomekanik değişiklikleri ölçebilen universal test cihazı (MTS 858 Mini Bionix II, Eden, Prairie, MN USA) kullanılarak yapıldı (Şekil 21).

Şekil 21: MTS 858 Mini Bionix II universal test cihazı ve 3D DIC sistemi (2 kamera optik şekil değişimi ölçüm sistemi)

Deneyler sırasında osteotomi hattında ortaya çıkabilecek hareketleri, her üç planda, yönleri ve büyüklükleri ile birlikte değerlendirebilmek için *2 kamera optik şekil değişimi sistemi (3- Dimentions Digital Imaging Correlation- 3D DIC) sistemi* kullanıldı (Şekil 21).

B- Yöntem

Aksiyel yüklenmelerde oblik ve basamaklı osteotomilerin konik veya silindirik bir protez ile uygulanması arasında rekonstrükte edilmiş olan femurun ve osteotomi hattının stabilitesi açısından fark olmadığı ancak rotasyonel yüklenmelerde basamaklı osteotomilerin ve silindirik protezlerin kullanılmasıyla daha stabil bir osteotomi ve femur rekonstrüksiyonu

elde edileceği hipotezinden yola çıkılarak çalışmanın metodu belirlendi. Ayrıca elde edilen verilerden istatistiksel olarak anlamlı sonuç elde edilebilmesi için güç analizi yapılarak gruplardaki denek sayısı sekiz olarak *(n=8)* belirlendi.

İki farklı osteotomi tipi *(oblik ve basamaklı osteotomiler)* ve iki farklı protez tipi *(metafizer ve diyafizer yük aktarımlı protezler)* olmak üzere denekler 4 farklı konfigürasyonda oluşturuldu. Tüm deneklerin aksiyel ve rotasyonel kuvvetlere karşı sertlikleri *(stiffness)*, en fazla hangi kuvvetlere kadar stabilitelerini koruyabildikleri *(failure load)* ve uygulanan kuvvetler karşısında osteotomi hattında meydana gelebilecek hareket *(deplasman)* görülmek istendiğinden deneklerde oluşabilecek yorgunluğun ya da deformasyonun sonuçları etkilememesi için aksiyel ve torsiyonel kuvvetler için farklı guruplar oluşturuldu. Her grupta 8 denek olmak üzere toplam 8 grup oluşturulmuş oldu (Tablo 1).

	Aksiyel yüklenmeler		Torsiyonel yüklenmeler	
	Oblik osteotomi	Basamaklı osteotomi	Oblik osteotomi	Basamaklı osteotomi
Metafizer tutunumlu protez (Synergy)	Grup 1	Grup 2	Grup 5	Grup 6
Diyafizer tutunumlu protez (Echelon)	Grup 3	Grup 4	Grup 7	Grup 8

Tablo 2:Deney guruplarının oluşturulması, her grupta sekizer adet denek bulunmaktadır

1. Kısaltma Osteotomisinin Sentetik Kemik Modellerine Uygulanması

Kısaltmalı total kalça protezi ameliyatlarının femoral komponent aşaması 64 adet poliüretan femur modelleri üzerinde rutin cerrahi tekniklere uygun olarak yapıldı. Femur modelleri üzerinde bu ameliyatları uygulayabilmek için kendilerine zarar gelmeyecek şekilde özel bir mengene ile tespit edildiler. Bütün modellere, küçük trokanterin 1,5 cm proksimalinden, femur şaftıyla 45° açı yapacak şekilde boyun osteotomisi yapıldı.

Femur modellerinin yarısına Synergy femoral sistem uygulanacağı için bundan sonraki aşamada Synery'nin enstrüman seti kullanıldı. Kanal bulucu ile femur meduller kanalına girildikten sonra 8 mm'den başlanarak 16 mm 'ye kadar oyuldu. Femur boynunun

anteversiyonuna uygun olacak şekilde, bu gruptaki modeller Synergy sisteminin raspası ile 8'den 16 numaraya kadar raspalanarak osteotomi aşamasına geçildi. Synergy femoral sapa göre medullası hazırlanmış olan bu guruptaki 32 adet modelden 16'sına oblik ve diğer 16'sına da basamaklı, trokanter altı kısaltıcı osteotomi uygulandı.

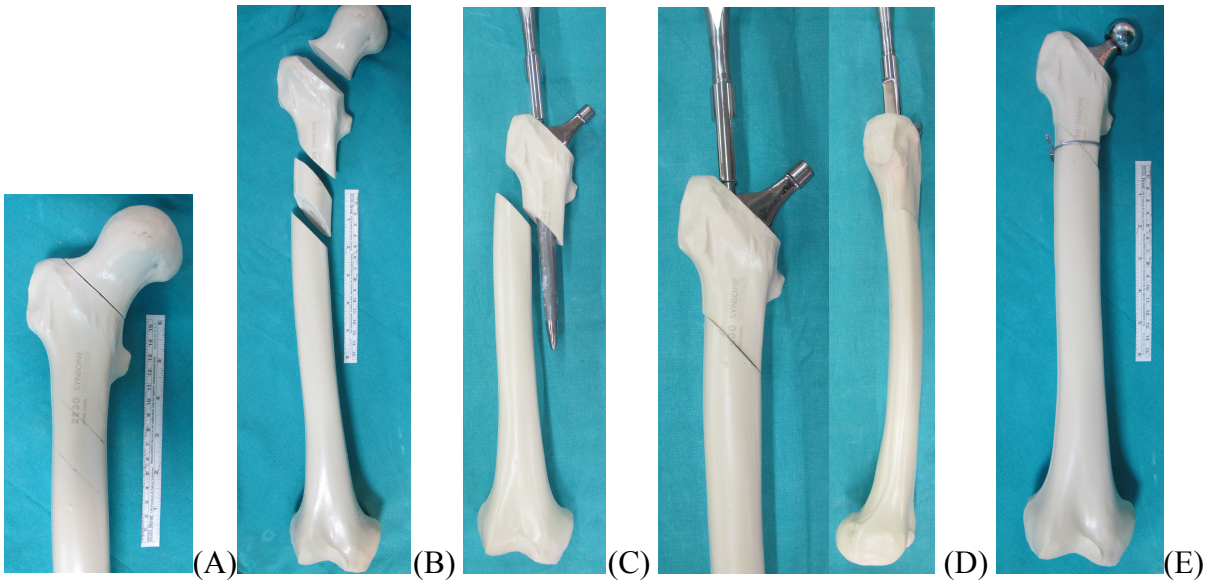
Femur modellerinin diğer yarısına ise Primer Echelon femoral sistem uygulanacağı için bu gruptaki 32 adet femur modeli de Primer Echelon enstrüman seti ile hazırlandı. Yukarıda anlatıldığı şekilde femur medullasına kanal bulucu ile girildikten sonra Echelon oyucusu kullanılarak femoral kanal 17 numaraya kadar oyuldu. Primer Echelon raspası kullanılarak 17 numaraya kadar raspalanan modellerde osteotomi aşamasına geçildi. Bu modeller de iki gruba ayrılarak yarısına oblik ve diğer yarısına da basamaklı subtrokanterik kısaltıcı osteotomi uygulandı.

Tüm femur modellerine subtrokanterik bölgeden 30 mm kısaltma uygulandı.

a. Oblik Osteotomi

Osteotomi işleminin tüm modeller için standart olması amacıyla yapılacak oblik osteotomiler, medullaları önceden hazırlanmış olan femur modelleri üzerinde çizildi (Şekil 22A). Oblik osteotomilerden ilki, osteotominin medial kenarı küçük trokanterin 20 mm distalinde kalacak şekilde femurun anatomik aksına koronal planda dik, sagital ve aksiyal planda ise 45° 'lik açı ile kesici motor kullanılarak yapıldı. İkinci osteotomi ise ilk osteotominin 30 mm distalinden, ve ona paralel olacak şekilde aynı planda yapıldı (Şekil 22B). Gelişimsel kalça displazisine bağlı yüksekte kalça çıkıklı hastalarda femurun patoanatomik özelliklerine bağlı olarak genellikle proksimal femurda anteversiyon artışı vardır. Bu nedenle, osteotomiler yapılırken ekstremitenin rotasyon problemini de ortadan kaldıracak şekilde uygulanırlar. Ancak femur modellerinde deformite ve rotasyon sorunu olmadığı için osteotomiler aynı planda uygulandı. Kısaltmalı kalça protezi ameliyatlarında raspalama işlemi osteotomi öncesi yapıldığından, 30 mm uzunluğundaki kemik rezeksiyonundan sonra, proksimal femur medullasına yerleştirilen raspa ile osteotomi hattının distali, kemik yüzeyler temas edinceye kadar tekrar raspalandı. Femoral stem *(Synergy, Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD ve Primer Echelon, Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD)***,** stem yerleştirici vasıtasıyla proksimal ve distal fragmanlardan geçirilerek femur

medullasına press-fit oturuncaya kadar çakıldı (Şekil 22C ve D).


(A) (B) (C) (D) (E)

Şekil 22: A-Femur boyun osteotomisi ve medullanın uygun stem için hazırlanmasından sonra yapılacak osteotomiler şaft ile 45° açıda ve birbiri arasında 30 mm olacak şekilde model üzerine çizildi, B-osteotomiler kesici motor ile yapıldı, C-stem önce proksimal sonra distal medulladan geçirilerek çakıldı, D-osteotomi hattında kemik yüzeylerin tam olarak birbiri üzerine oturduğu kontrol edildi, E-bir adet çelik kablo ile osteotomi hattı tespit edildi ve CoCr baş yerleştirilerek test için hazırlandı.

Her ne kadar protez, intrameduller yer kaplamasından dolayı osteotominin stabilitesine katkıda bulunsa da bir adet çelik cerrahi kablo ile osteotomi hattının ortasından, femurun anatomik aksına dik olacak şekilde tespit yapıldı (Şekil 22E). Modeller arasında fark olmaması için kabloların hepsi 550 N kuvet ile gerdirildi. Gerçek ameliyatlarda sıklıkla uygulanan, rezeke edilerek aradan çıkartılan fragmanın yumuşak dokusu korunarak osteotomi hattı çevresine otogreft olarak tespit edilmesi işlemi, femur modellerinde kaynama beklenmediğinden uygulanmadı.

b. Basamaklı Osteotomi

Primer Echelon ve Synergy için medullaları oyularak raspalanmış olan toplam 32 adet femur modeline basamaklı osteotomi uygulandı. Yapılacak osteotomilerin standart olması amacıyla kesiler önceden femur modelleri üzerine çizildi (Şekil 23A). İlk iki kesi, silindirik olan femur medullasının sagital plandaki çapına kadar ulaşan ve bu plana dik, birbirine

aksiyel planda paralel olan iki adet transvers osteotomi şeklinde yapıldı. Bu iki transvers yarı kesiden ilki trokanter minörün 60 mm distalinde medialde, ikincisi ise trokanter minör seviyesinde lateralde yapıldı. Üçüncü osteotomi ise aksiyel plandaki bu iki osteotomiyi femur medullasının orta hattında birleştirecek şekilde sagital planda yapıldı. Son olarak aralarında 60 mm bulunan iki transvers osteotominin tam ortasından bu osteotomilere paralel dördüncü osteotomi yapıldı. Bu şekilde proksimal-lateralden ve distal-medialden 30 mm uzunluğunda iki yarı silindirik iki fragman çıkartılmış oldu (Şekil 23b). "Z" şeklindeki osteotomi hattının köşelerinden kırılmasını kolaylaştıracak çentiklerin olmamasına özen gösterildi. Proksimal fragmana yerleştirilen raspa ile proksimal ve distal osteotomi yüzeyinde temas sağlanana kadar distal femur medullası raspalandı. Basamaklı osteotomiler yapılırken de fragmanlar arası rotasyon oluşturulmadı. Raspalama işlemi tamamlandıktan sonra femoral stemler *(Synergy, Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD ve Primer Echelon, Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD)* stem yerleştirici ile proksimal ve distal fragmanların medullalarına geçirilerek press-fit olarak medullaya oturacak şekilde çakıldı (Şekil 23C). Bir adet çelik kablo, sagital plandaki osteotomi hattına dik olarak yerleştirilerek 550 N gerginlikte tespit edildi (Şekil 23D).

2. Modellerin Test Cihazına Kurulumu

Kısaltmalı kalça protezi femoral komponent modeli oluşturan yapıların test cihazına yerleştirilebilmesi için distal femoral kondiler bölgelerinden birbirlerine 90° olacak şekilde iki adet Kirschner teli geçirildi (Şekil 24) ve femoral stemin aksı yere dik olacak şekilde 110 mm çap ve 60 mm yüksekliğindeki PVC borular içerisine polyester macun kullanılarak gömüldü. Femoral stemin ön-arka ve medio-lateral planda yere dik olacak şekilde gömülebilmesi için *"gömmatik"* üretildi (Şekil 25A ve B). Femurun anatomik olarak tam bir silidir şeklinde olmaması ve sagital planda yaklaşık 20 ° anteriora açılanmış olması nedeniyle, kısaltmalı protez uygulanmış olan modeller silindirik PVC borular içerisinde polyester macun ile dondurulurken, femoral stemin anatomik aksının yere dik ve PVC borunun tam merkezinden geçecek şekilde yerleştirilmesine özen gösterildi. *Gömmatik* bu ihtiyacı tam olarak karşılamış oldu. Deney düzeneği *MTS Mini Bionix 858 test cihazında* aksiyel ve torsiyonel yüklenmeler için farklı şekillerde kuruldu.

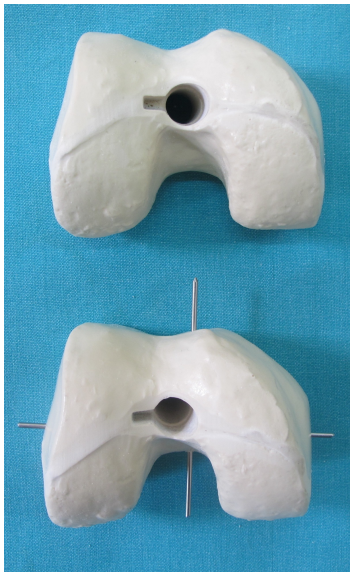
(A)

(B)

(C)

(D)

Şekil 23: A-Femur boyun osteotomisinden sonra medulla uygun stemin oyucu ve raspası ile hazırlandı ve yapılacak osteotomi hattı model üzerine uygun açı ve ölçülerde çizildi, B- kesici motor ile osteotomiler yapılırken osteotomilerin kesişim noktalarında çentiklenme olmamasına özen gösterildi, sonrasında fragmanlar çıkartıldı, C- uygun stem, osteotomize edilmiş modelin önce proksimal fragmanına yerleştirildi sonra distal medullaya çakıldı, D- osteotomi hattındaki kemik yüzeylerin uygun bir şekilde örtüştüğü görüldükten sonra bir adet çelik kablo ile femur anatomik aksına dik olacak şekilde tespit yapıldı .



Şekil 24: Femur kondillerinin polyester macuna tutunumunu artırmak için birbirine 90° açı ile iki adet Kirshner teli yerleştirildi.

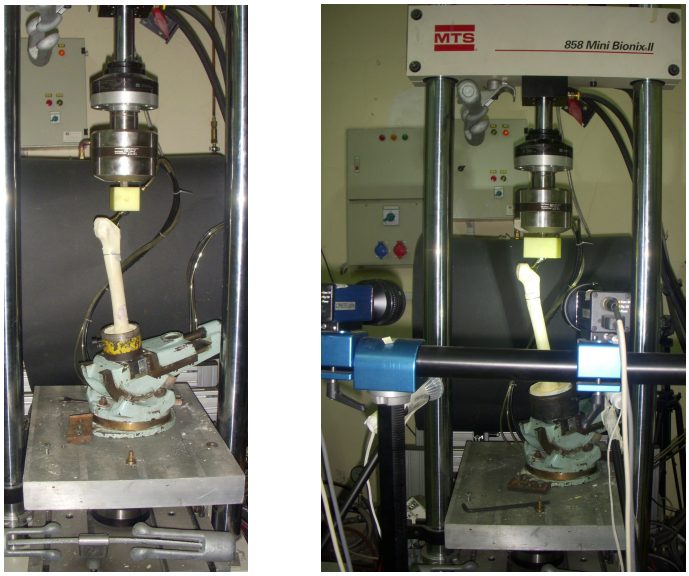
(A)

(B)

Şekil 25: A-Modellerin, içlerine polyester macun doldurulmuş PVC borulara anatomik akslarına dik olarak gömülebilmesi için üretilen *gömmatik,* B- Kısaltmalı femur protezi modelinin polyester macun içerisine gömülme işlemi .

3. Aksiyel Yükleme Testleri

Grup 1 (Konik protez-oblik osteotomi), Grup 2 (Konik protez-basamaklı osteotomi), Grup 3 (Sililndirik protez-oblik osteotomi) ve Grup 4 (Sililndirik protez-basamaklı osteotomi) içerisindeki sekizer adet numune aksiyel yüklenme testlerinde değerlendirildi. Aksiyel yüklenmede, femur başına gelen bileşke kuvvetin yönünün yürümenin tek bacak basma (single-leg stance) fazını taklit edecek şekilde 16° valgusta olması sağlandı. Femoral stemlere +0 CoCr baş yerleştirilerek, başa karşılık gelecek asetabuler liner benzeri bir yuvadan kuvvetin femoral steme aktarılması sağlandı (Şekil 26A ve B).



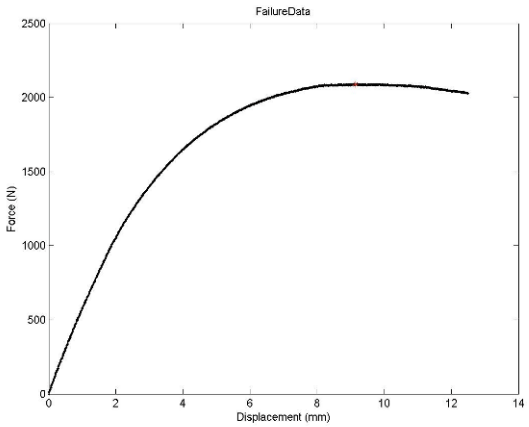
(A) (B)

Şekil 26: A- Oblik kısaltıcı osteotomi, B- basamaklı kısaltıcı osteotomi sonrası vertikal ile 16° açı yapacak şekilde MTS biyomekanik test cihazına modellerin yerleştirilmesi.

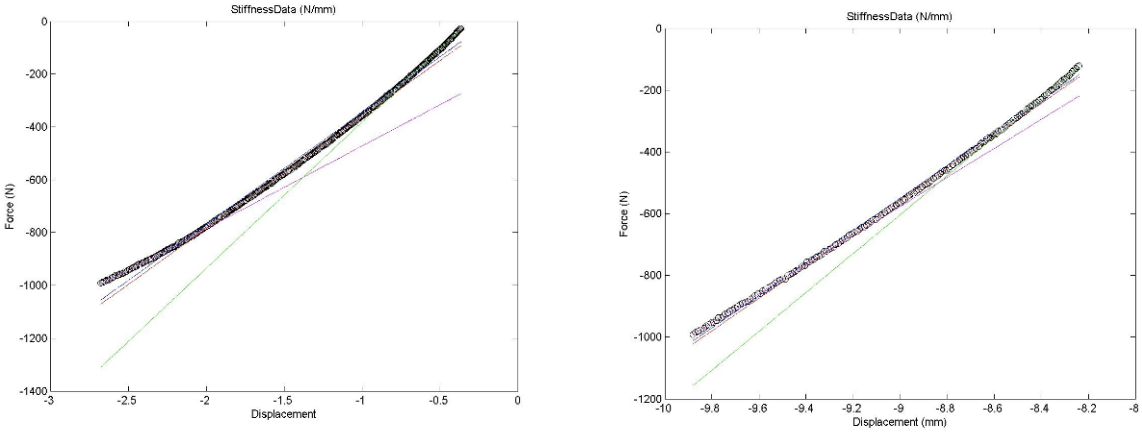
Kuvvet değerleri MTS Axial LoadCell (10000N/100Nm) ile kaydedildi. Deney protokolü şu şekilde oluşturuldu: Konstrüksiyonun stabilitesi için öncelikle 10N'a kadar 0,2 mm/sn hızla ön yükleme yapıldı *(preload)* ve ardından kuvvet kontrole geçilerek 3 Hz frekans ile 100-1000 N arası 10 devir *(cycle)* yükleme yapıldı ve sistem boşaltıldı (10 N). Bu siklik yükleme bittikten sonra 50 N/saniye hızla 1000 N'a kadar basıldı ve sistem yeniden boşaltıldı (10 N). Bu esnada ilk dayanıklılık *(stiffness)* değerleri ölçüldü. Ardından 3 Hz frekans ve 100-1000 N arası kuvvet ile 10 adet 1000 siklus basma yapıldı. Her 1000 siklus bitiminde sistem önce 10 N'a kadar boşaltılıp ardından 1000 N'a kadar basıldı. Bu aşamaya kadar sistemde yetersizlik ortaya çıkmadıysa *load to failure* testine başlanarak, kuvvet kontrolden deplasman kontrollü protokole geçildi ve failure ortaya çıkana kadar 15 mm/dk hız ile kuvvet uygulandı. İlk 10 (başlangıç) ve her 1000 tekrarlı yüklenmenin ardından osteotomi hattındaki hareket *(deplasman),* dayanıklılık *(stifness)*, yetersizlik oluşturan en yüksek kuvvet *(failure load)* ve bu kuvvetteki deplasman *(failure displacement)* değerleri kaydedildi (Grafik 1). Deneyler sırasında herhangi bir anda femur modellerinde yetersizlik *(failure)* ortaya çıktığında deneyler sonlandırıldı. Başlangıç ve son sertlik *(stiffness)* değerleri MTS cihazının kaydettiği yük-deplasman eğrisinin eğiminden direkt olarak hesaplandı (Grafik 2A ve B).

Aksiyel yüklenmeler için deney sonlandırma kriterleri:

- Yük-deplasman eğrisinde kuvvette ani düşüş
- Modelin herhangi bir bölgesinde ortaya çıkan yeni kırık



Grafik 1: Grup 1 deki ilk modelin aksiyel siklik yüklenmeler sonrasındaki yetersizlik yüklenmesinin grafiği



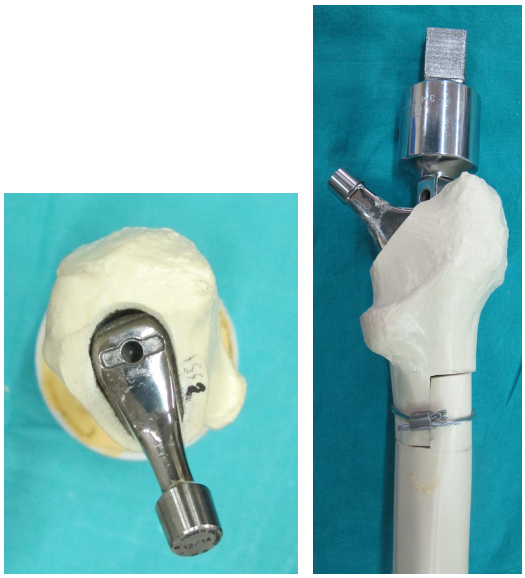
Grafik 2A ve B: Grup 1 deki ilk modelin aksiyel yüklenmeler sırasındaki başlangıç (A) ve son (B) sertliklerinin hesaplanmasında kullanılan yük deplasman grafikleri

4. Torsiyonel Yükleme Testleri

Aksiyel ve rotasyonel yüklenmeler için sekizerli guruplar oluşturmak üzere toplam 64 adet femur modeli hazırlanmıştı ancak modellerin hazırlanması esnasında dört adet modelde test aşamasına geçemeden hata oluştuğundan çalışma dışı bırakıldılar. Bu nedenle aksiyel yüklenme testleri sekizerli guruplar ile tamamlandı ancak torsiyonel yüklenme deneylerinde yedişerli guruplar oluşturuldu.

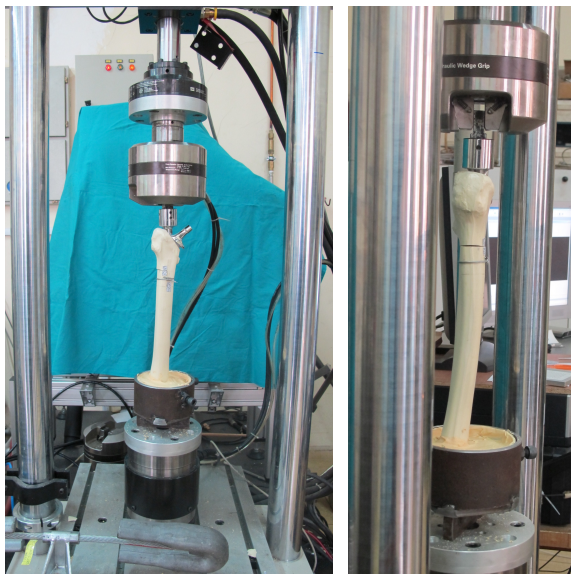
Grup 5 (Konik protez-oblik osteotomi), Grup 6 (Konik protez -basamaklı osteotomi), Grup 7 (Silindirik protez-oblik osteotomi) ve Grup 8 (Silindirik protez-osteotomi) 'i oluşturan

yedişer adet model torsiyon deneyleri ile biyomekanik açıdan test edildi. Femoral stemin longitudinal aksı (femurun anatomik aksı) rotasyon merkezini oluşturacak şekilde torsiyon uygulandı. Daha çok sandalyeden kalkma, merdiven inip-çıkma veya bacak bacak üstüne atma gibi durumlarda kalça ekleminde oluşan rotasyon hareketinde, kuvvet femoral komponente baş ve boyun üzerinden aktarılmaktadır. Deneylerde kullandığımız tüm femoral stemlerin boyun uzunluğu, yükseklikleri, ofsetleri ve açıları aynı olduğundan modellere uygulanan moment miktarı da eşittir. Bu nedenle test düzeneğinin kurulmasında kolaylık oluşturması açısından, moment oluşturacak kuvvet femoral stemin baş kısmına değil, stemin uzun aksının devamı niteliğindeki bir stem tutucuya uygulanmıştır (Şekil 27A ve B). Modeller test cihazına yere dik olarak yerleştirilerek femoral stemin uzun aksından geçen dönme ekseninin aynı zamanda distal femurun içine yerleştirilmiş olduğu borunun da merkezinden geçmesi sağlandı (Şekil 28A ve B).



(A) (B)

Şekil 27: A- Modellerin femoral stemin merkezi, içlerine gömüldükleri boruların merkezinden geçecek şekilde hazırlanması B- femoral steme moment uygulanmasında kullanılan ara bağlantının steme verlestirilmesi.



(A) (B)

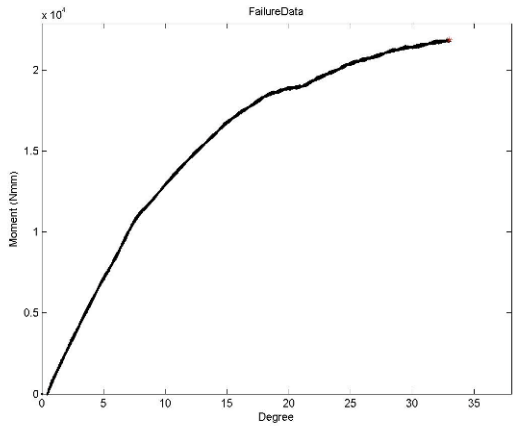
Şekil 28: A- Torsiyon deneyleri için test cihazına yerleştirilen modelin önden, B- yandan görünüşü.

Deney senaryosu aksiyel yüklenmelerdekine benzer şekilde oluşturuldu. Torsiyonel

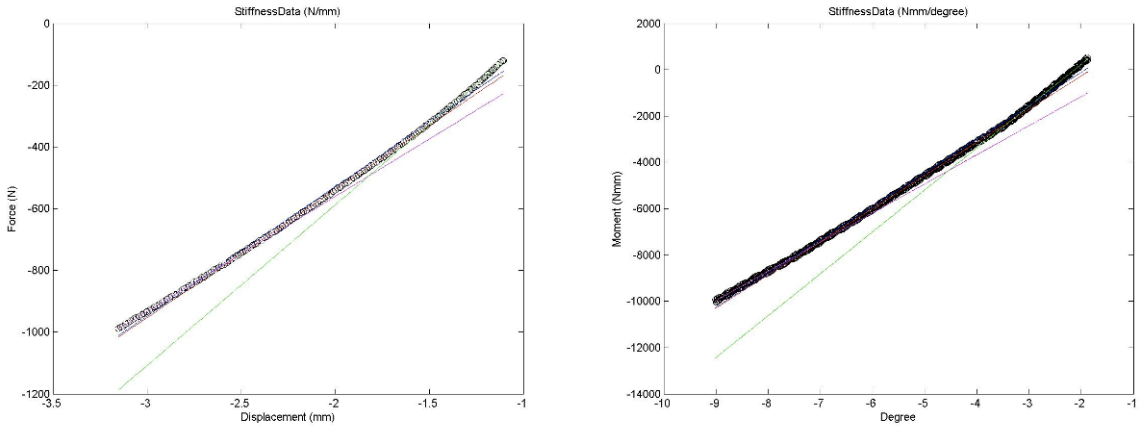
yüklenmeli deney protokolünde modellerde başlangıç stabilitesi sağlamak amacıyla 15 N'a kadar 0,2 mm/sn hızla ön yükleme yapıldı. Ardından torsiyonel kontrole geçilerek 3 Hz frekans ile 0,5-10 Nm arasında 10 siklus yüklenme yapıldı. Bu siklik yüklenme bittikten sonra sistem önce boşaltıldı (0,5 Nm), sonra0,2 Nm/sn hızla 10 Nm 'e kadar buruldu ve sistem boşaltıldı. Ardından tekrar 3 Hz frekans ile 0,5-10 Nm arasında 10 adet 1000 siklus burulma yapıldı. Her 1000 siklus bitiminde sistem önce 0,5 Nm'ye kadar boşaltılıp ardından 10 Nm'ye kadar buruldu. 10 adet 1000 siklik yüklenme bittiğinde yetersizlik gelişmemiş modellerde load to failure testine geçildi. Bunun için de tork kontrollü yüklenmeden açı kontrollü yüklenmeye geçildi ve 10 derece/dk hızla torsiyon uygulanarak modellerde yetersizlik oluşturabilecek en yüksek moment (failure tork) ve bu momentteki açısal deplasman (failure angulation) değerleri kaydedildi (Grafik 3). İlk 10 (başlangıç) ve her 1000 tekrarlı yüklenmenin ardından osteotomi hattındaki hareket *(deplasman)* üç boyutlu ortamda mesafe ölçebilen kamera sistemi ile kaydedildi. Deneyler sırasında her hangi bir anda modellerde yetersizlik *(failure)* durumunun ortaya çıkması o deneylerin sonlandırılmasına neden oldu. Başlangıç ve son sertlik değerleri aynı şekilde tork-açılanma eğrisinin eğimi hesaplanarak elde edildi (Grafik 4A ve B).

Torsiyonel yüklenmeler için deney sonlandırma kriterleri:

- Yük - deplasman eğrisinde momentte ani düşüş
- Modelin herhangi bir bölgesinde bir kırık ortaya çıkması.



Grafik 3: Grup 6 daki ilk modelin aksiyel siklik yüklenmeler sonrasındaki yetersizlik yüklenmesinin grafiği



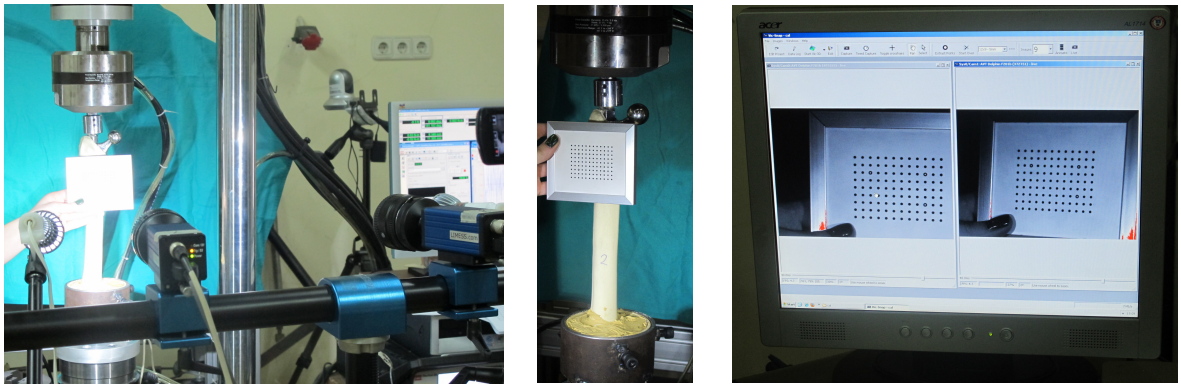
Grafik 4A ve B: Grup 5 'in ilk modelin aksiyel yüklenmeler sırasındaki başlangıç ve son sertliklerinin hesaplanmasında kullanılan yük deplasman grafikleri

5. Osteotomi Hattındaki Deplasmanın Ölçülmesi

Modellerde yetersizlik oluşturan en yüksek kuvvetteki *(failure load)* deplasman miktarı *(failure displacement)* o kuvvet uygulandığında MTS cihazının iki kolu arasındaki yani kemik modelinin tamamındaki deplasman miktarını göstermektedir. Bunun içerisinde osteotomi hattında oluşan deplasman, kırık hattında oluşan deplasman ve modeldeki esneklik de vardır. Bu kuvvetlere karşı osteotomi hattında meydana gelen deplasmanı değerlendirebilmek için ise MTS cihazı ile eş zamanlı olarak çalışan 3-boyutlu stereo optik görüntüleme sistemi kullanılmıştır.

Çift kamera optik şekil değişimi sistemi (3- Dimensions Digital Imaging Correlation - 3D DIC) ile 3-boyutlu yüzeylerdeki onlarca metreden mikronlara kadar olan şekil değişimleri, deformasyonlar ve yüzeyler arasında meydana gelen hareketler (deplasmanlar, rotasyonlar) ölçülebilmektedir.[132] Bu sistemde üç boyutlu görüntüler alabilmek için genel olarak, hızlı görüntü alabilen iki adet kamera ve bu görüntülerden verileri elde edebilmek için de görüntü analiz programı kullanılmaktadır. Sistem şu iki prensipten hareketle çalışmaktadır. Birincisi, cisim üzerindeki noktaların hareketi ile o cisimden alınan görüntüler üzerindeki noktaların hareketi arasında bir bağlantı vardır. İkincisi ise, alınan görüntülerdeki hareketlerin eşleşmesi için küçük görüntü alanlarında yeterli kontrast oluşturulmalıdır. Bunun için de çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bizim deneyimizde yeterli kontrastlanmayı oluşturabilmek

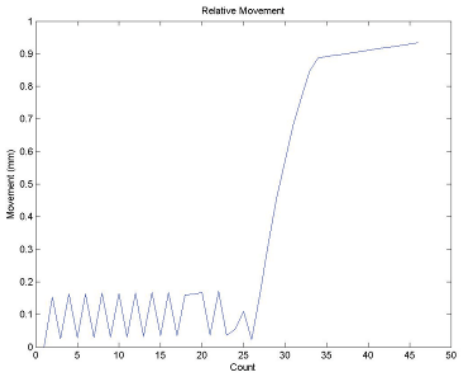
için görüntülerin alınacağı osteotomi hattı çevresine *rastgele yüksek kontrast paterni içeren kağıtlar* yapıştırılmış, her test için ayrı ayrı ışık ayarı ve kalibrasyon yapılmıştır (Şekil 29A, B ve C).



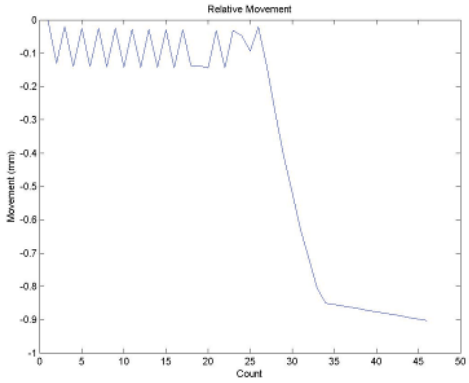
Şekil 29A, B ve C: İki kamera stereo optik sisteminde kalibrasyon işlemi görülmekte

Bu sistem MTS cihazı ile eş zamanlı olarak çalışarak deney esnasında görüntüler alır ve sonrasında bu görüntüleri analiz ederek, ortaya çıkan deplasmanları, rotasyonları ve şekil değiştirmeleri hesaplar. Test materyali MTS cihazına uygun şekilde yerleştirildikten (aksiyel yüklenme testleri için vertikal ile 16° olacak şekilde ve torsiyon deneyleri için yere dik olacak şekilde) sonra ölçümlerde kullanılan bilgisayar programı olan görüntü analiz programı ile her test materyali için önce kamera sisteminin kalibrasyonu yapıldı. MTS cihazı ile eş zamanlı olarak çalışan görüntü analiz sistemi ön yüklenmeden hemen önce ve sonra, her 1000 siklik yüklenmede ve failure load yüklenmesi sırasında hızlı kameralar ile çok sayıda dijital görüntü aldı. Daha sonra bu görüntülerin analizi ile siklik yüklenmeler sırasında ve sonrasında osteotomi hattında ortaya çıkan deplasmanların miktarı x (yatay), y (düşey) ve z ön-arka) eksenlerinde ayrı ayrı hesaplandı (Grafik 5A, B ve C).

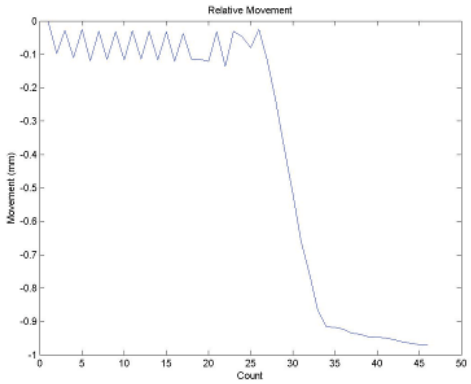
Deneyler sonucunda elde edilen veriler MedCalc v 11.6 istatistik programı kullanılarak analiz edilmiştir. Karşılaştırmalar *tek yönlü ANOVA testi* ile yapıldı ve anlamlılık değeri, %95 güven aralığı için, $p< 0.05$ olarak kabul edildi. Gruplar arasındaki karşılaştırmalar için ise post-hoc testlerden *Student-Newman-Keuls test* kullanıldı.



(A)



(B)



(C)

Grafik 5: 3-boyutlu görüntü analizi sistemi ile elde edilen hareket analizlerinin grafiği. A-Yatay yönde hareket(x), B-Düşey yönde hahreket (y) ve C-Ön-arka yönde (z) hareket.

IV- BULGULAR

Gelişimsel kalça displazisine ikincil yüksekte kalça çıkığında yapılan kısaltmalı total kalça artroplastisi ameliyatlarında en sık olarak kullandığımız oblik veya basamaklı femur kısaltıcı subtrokanterik osteotomileri, yine en sık olarak çimentosuz, konik veya silindirik saplı protezler ile uygulamaktayız. Çalışmamızda, kliniğimizde uyguladığımız bu dört farklı cerrahi seçeneğin deneysel modellerini aksiyel ve rotasyonel kuvvetler uygulayarak stabiliteleri açısından test ettik. Test sonucunda değerlendirdiğimiz veriler:

1. Yüklenmeler sonucu modellerde ortaya çıkan değişimler ve kırık tiplerinin görsel farklılıkları,
2. 10 siklus yükleme *(preload)* bittikten sonra 1000 N basılarak sistem boşaltıldı ve modellerin başlangıç sertlikleri ölçüldü *(başlangıç stiffness),*
3. Siklik yüklenmelerden sonra, modellerde yetersizlik *(failure)* ortaya çıkmadan hemen önceki sertliği *(son stiffness),*
4. Modellerde yetersizlik ortaya çıkaran, aksiyel yüklenmelerde en yüksek kuvvet *(failure load)* veya rotasyonel yüklenmelerde en yüksek tork *(failure tork),*
5. Modellerde yetersizliğe neden olan en yüksek kuvvet/tork uygulandığında ortaya çıkan, modelin iki ucu arasındaki deplasman/dönme açısı *(failure deplasmanı/failure açısı)* ve
6. Model kırılmadan *(failure)* önce osteotomi hattında x (yatay), y (düşey), z (ön-arka) eksenlerinde ortaya çıkan fragmanlar arası deplasman miktarı.

A- Aksiyel Yükleme Testlerinden Elde Edilen Bulgular

Grup 1 (konik stem-oblik osteotomi), Grup 2 (konik stem-basamaklı osteotomi), Grup 3 (Silindirik stem-oblik osteotomi) ve Grup 4 (Silindirik stem-basamaklı osteotomi) deki sekizer modelin tümü ön yükleme, 10 bin tekrarlı siklik yükleme ve son yükleme *(failure load)* testlerini tamamlayarak kırıldı.

1. Modellerdeki Görsel Değişiklikler

Yüklenme testleri görsel olarak incelenerek, modellerin test sırasındaki davranışları, osteotomi hattındaki değişiklikler ve kırılma paternleri kaydedildi (Tablo 2A).

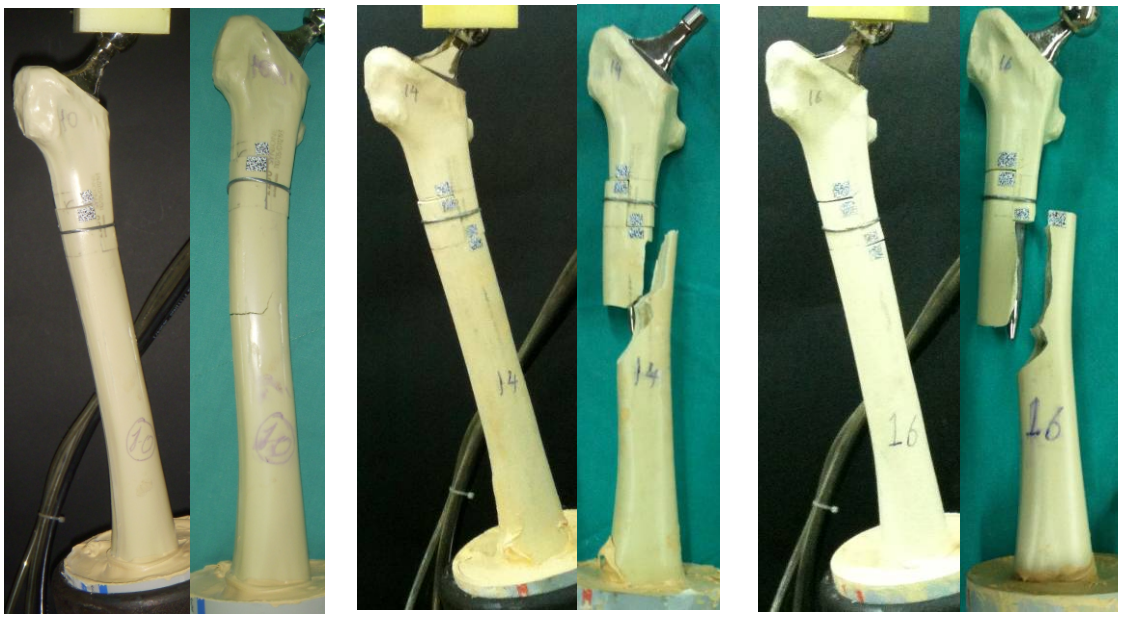
Birinci gruptaki, konik protez (Synergy) ve oblik osteotomi seçeneğinin görsel olarak incelenmesine göre tüm kırıklar protezin alt ucu seviyesinden ve lateral korteksten başlayarak meydana geldi. Bu gruptaki modellerden ikisinde deplase olmamış transvers kırık oluştu (Şekil 30A). Dört modelde deplase, kısa oblik ve kelebek fragman içeren kırık paterni gözlendi (Şekil 30B). İki modelde ise deplase, osteotomi hattına medialinden ulaşan ve uzun oblik kırıklar meydana geldi (Şekil 30C). Bu son iki kırıktan bir tanesinde ise periprostetik kırığa ek olarak osteotomi hattının stabilitesi de bozuldu ve fragmanlar ayrıştı. Diğer kırıklarda ise osteotomi hattını oluşturan iki kemik fragmanda gözle görülür bir ayrışma yoktu.

(A) (B) (C)

Şekil 30: Konik femoral stem (Synergy)-oblik osteotomi seçeneğinde, son yüklenmelerden sonra ortaya çıkan kırık paternleri görülmekte A- Transvers, tek korteks, deplase olmamış kırık, B- Oblik, lateralde kelebek fragman içeren, deplase kırık ve C-Uzun oblik, osteotomi hattına uzanan ancak osteotomi hattındaki kemik tespiti instabil hale getirmemiş bir kırık.

İkinci grubu oluşturan konik protez (Synergy) ve basamaklı osteotomi konfigürasyonunundan elde edilen görsel verilere göre 3 modelde protezin alt ucu seviyesinde lateral kortekste tek korteks transvers kırık (Şekil 31A) ve 3 modelde protezin alt seviyesinde lateral korteksten başlayıp proksimale ve mediale uzanan oblik kırık gözlendi

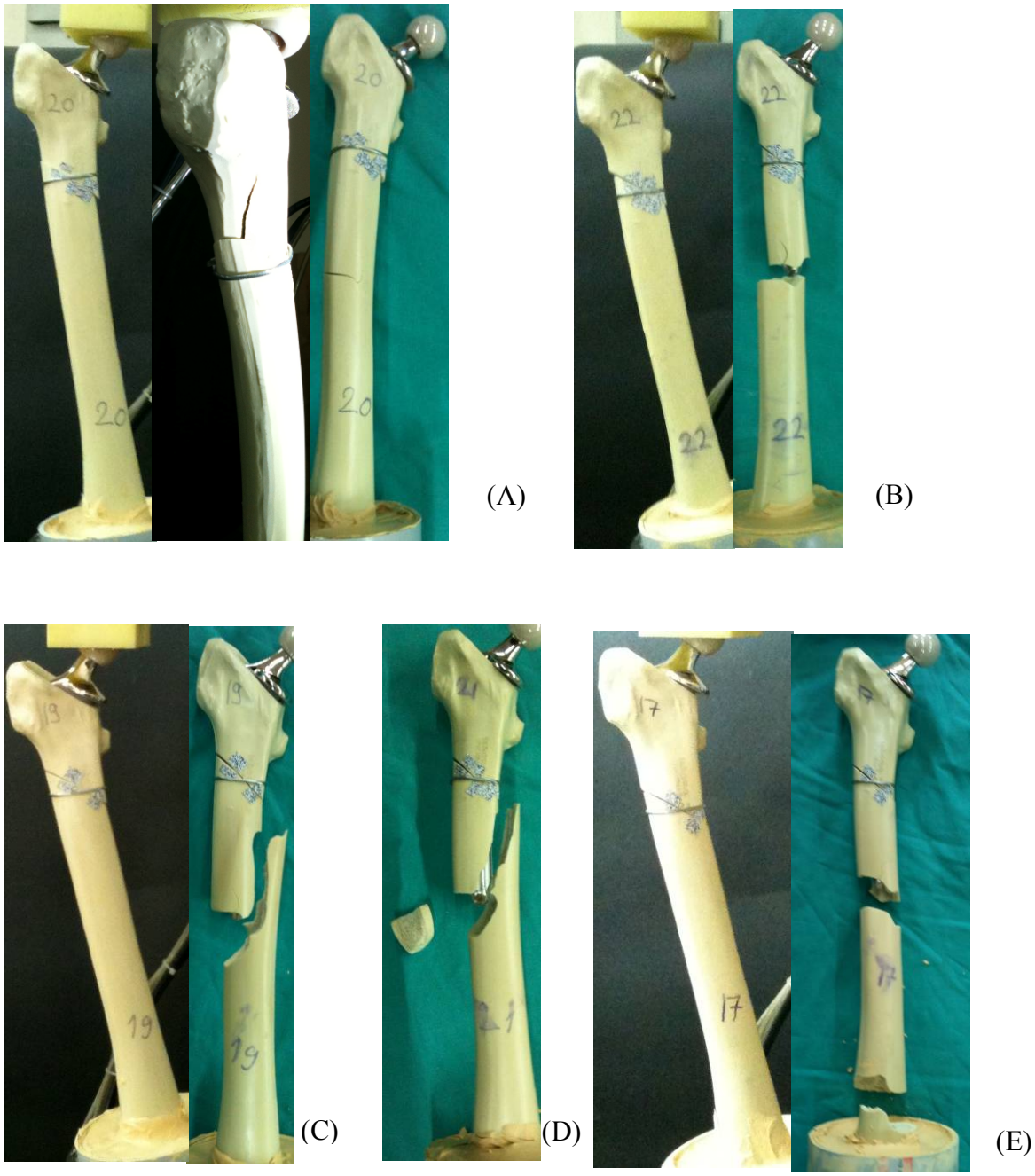
(Şekil 31B). İki modelde ise yine protezin distal ucu seviyesinde lateral korteksten başlayıp medialde osteotomi hattına uzanan uzun oblik kırık paterni gözlendi. Bu iki modelden birinde osteotomi hattındaki kablo tespiti stabilitesini korumaktaydı (Şekil 31C).



(A) (B) (C)

Şekil 31: Konik (Synergy) femoral stemin basamaklı femur kısaltıcı osteotomide kullanılması sonrası yapılan yüklenmelerden elde edilen kırık tipleri. A- Deplase olmamış, transvers kırık, B- Uzun oblik, deplase kırık, C- Osteotomi hattına uzanan uzun oblik kırık.

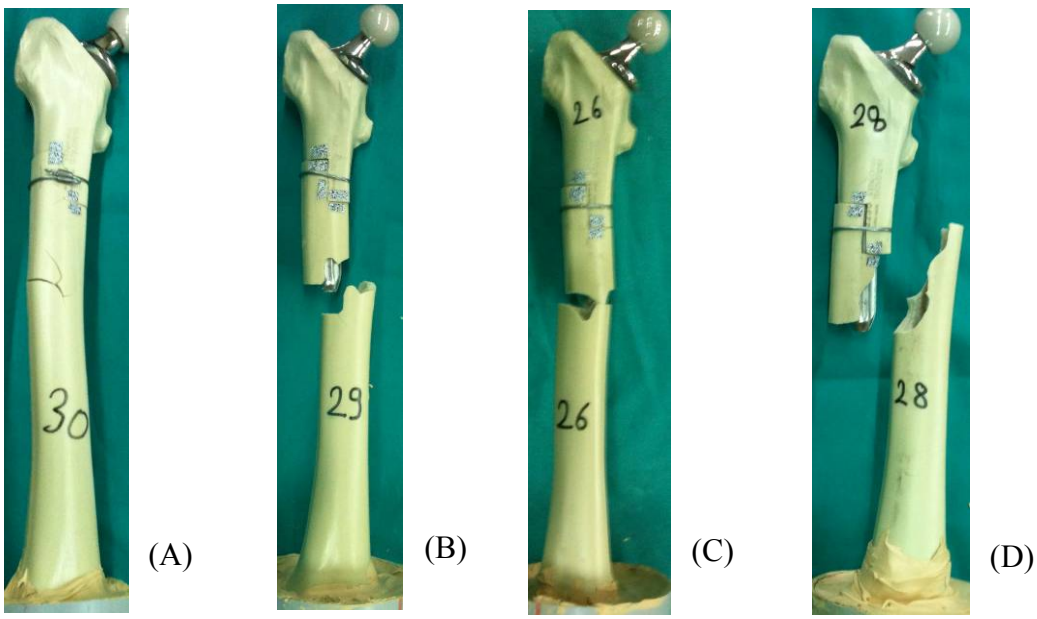
Üçüncü grupta silindirik protez (Primer Echelon) ve oblik osteotomi kombinasyonu test edilmişti. Bu testlerde kullanılan sekiz modelin ikisinde femoral stemin hemen sonlandığı bölgede lateral korteksi içeren tek korteks transvers kırık oluştu. Ancak bu iki modelden birinde ön yükleme sırasında osteotomi hattından büyük trokantere doğru yaklaşık 1,5 cm uzunluğunda bir fissür oluştuğu görüldü. Bu fissür protezin ve osteotominin stabilitesini etkilemediğinden deneye devam edildi (Şekil 32A). Modellerden bir tanesinde protezin hemen alt ucuna yakın bölgede transvers kırık (Şekil 32B), 2 modelde protezin alt ucu seviyesinde lateral korteksten başlayıp mediale uzanan oblik kırık hattı görüldü (Şekil 32C). İki modelde ise bu uzun oblik kırıklar osteotomi hattına ulaşmaktaydı ancak bu kırıklardan hiçbirinde osteotomi hattında gözle görülür deplasman yoktu (Şekil 32D). Diğer modellerden farklı olarak bir modelde, biri protezin hemen sonlandığı bölgede ve diğeri suprakondiler bölgede olmak üzere segmenter kırık oluştu (Şekil 32E).



Şekil 32: A-Preload sırasında anterolatral kortekste fissür gelişen modelde failure load sırasında protezin alt seviyesinden nondeplase kırık hattı oluştu, B-Transvers kırık, C- Uzun oblik ancak osteotomi hattına ulaşmayan kırık, D- Osteotomi hattına ulaşan uzun oblik kırık şekli, D-Segmenter kırık örneği.

Silindirik protez (Primer Echelon) ve basamaklı osteotomi uygulanan guruptaki modellerin kırık paterni de diğerleri ile benzerdir. Bu gruptaki modellerden üçünde protezin alt ucu seviyesinde non deplase kırık (Şekil 33A), birinde kısa oblik kırık hattı (Şekil 33B),

birinde transvers kırık (Şekil 33C) ve ikisinde osteotomi hattına kadar uzanan uzun oblik kırık izlendi (Şekil 33D). Bu iki kırıktan bir tanesinde osteotomi hattına yapılan tespitde yetersizlik görüldü. Bir modeldeki kırık tipi ise yetersiz dökümantasyon nedeniyle belirlenemedi.



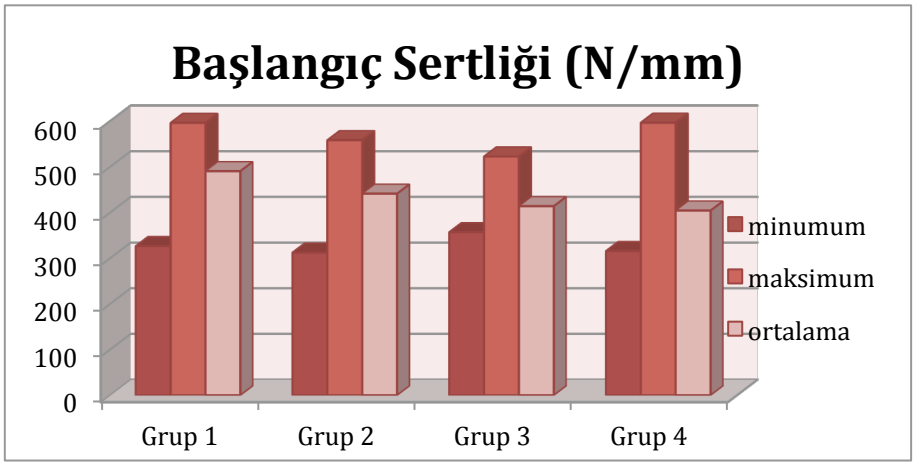
Şekil 33: Basamaklı osteotomi ve silindirik stem (Primer Echelon) uygulanmış gruptaki kırık şekillleri görülmekte, A- Deplase olmamış kırık, B- Kısa oblik kırık, C- Transvers kırık, D- Osteotomi hattına uzanan uzun oblik kırık.

2. Modellerdeki Biyomekanik Değişiklikler

Aksiyel yüklenmelerde her grup için elde edilen başlangıç sertlik *(initial stiffness),* 10 bin siklik yüklenmenin sonrasındaki sertlik *(son stiffness),* yetersizlik için gerekli olan en yüksek kuvvet *(failure load),* bu kuvvet uygulandığında kemiğin iki ucu arasındaki deplasman miktarı *(failure displacement)* ve osteotomi hattındaki deplasmanların yönleri ve değerleri tablo 3A 'da özetlenmiştir.

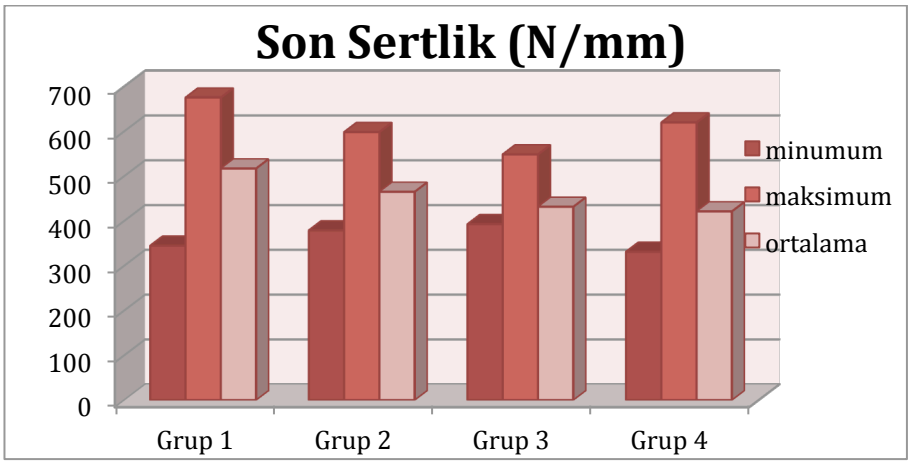
Ortalama başlangıç sertliği (initial stiffness) değerleri grup 1 (konik stem-oblik osteotomi) için 491,11±76.31 N/mm, grup 2 (konik stem-basamaklı osteotomi) için 441,72±71.82 N/mm, grup 3 (silindirik stem-oblik osteotomi) için 414,44±46.08 N/mm ve

grup 4 (silindirik stem-basamaklı osteotomi) için 404,78±85.76 N/mm olarak bulundu (Grafik 6). Modellere uygulanan ön yüklemeler sonrası elde edilen başlangıç sertlikleri *(initial stiffness)* değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (P=0,1).



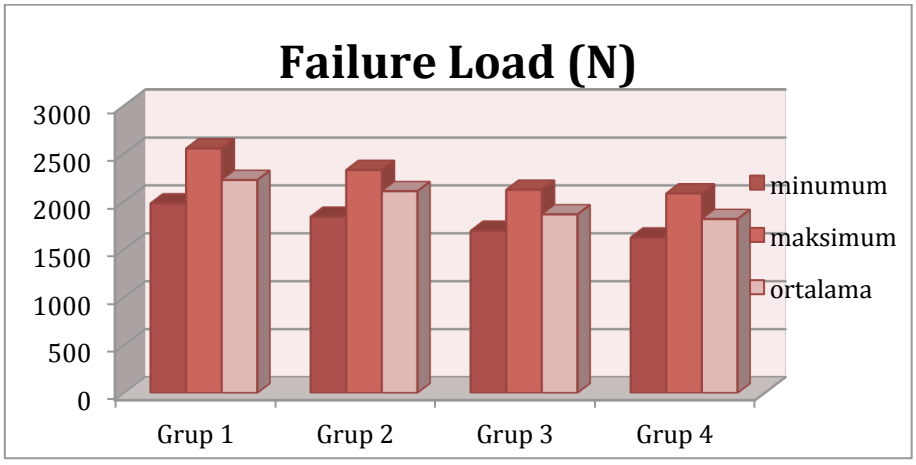
Grafik 6: Grupların en az, en çok ve ortalama başlangıç sertlikleri arasındaki ilişki görülmekte.

Aksiyel yüklenme testlerindeki tüm modeller siklik yüklenmeleri tamamladığından, ***son sertlik değerleri*** 10 bin siklustan sonraki sertlik değerleridir. Buna göre siklik yüklenmeler sonrası ortalama sertlik değerleri grup 1 (Konik stem-oblik osteotomi) için 517,35±93,82 N/mm, grup 2 (Konik stem-basamaklı osteotomi) için 465,32±65,31 N/mm, grup 3 (Silindirik stem-oblik osteotomi) için 431,86±47,20 N/mm ve grup 4 (Silindirik stem-basamaklı osteotomi) için 421,6±89,56 N/mm olarak bulunmuştur (Grafik 7). Gruplar arasında siklik yüklenmeler sonrası sertlik değerleri açısından da anlamlı bir fark bulunmamaktadır (P=0,1).



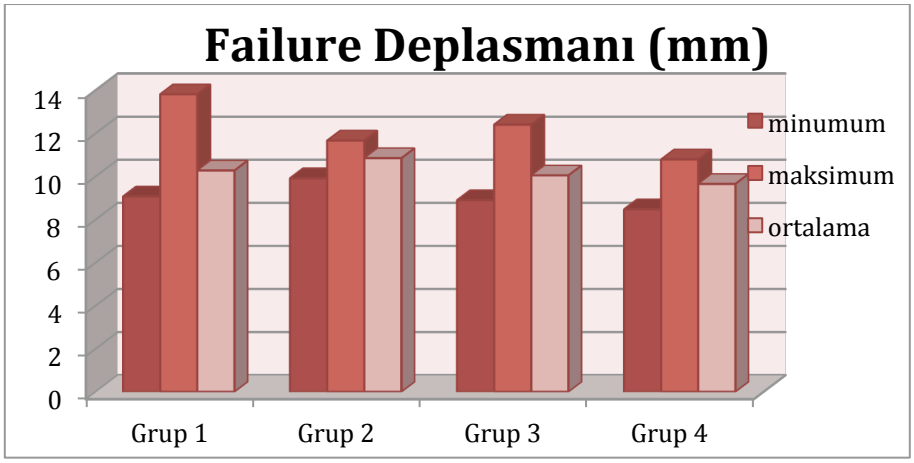
Grafik 7: Grupların en az, en çok ve ortalama son sertlikleri arasındaki ilişki görülmekte.

Tüm modeller siklik aksiyel yüklenmeleri tamamlayıp yetersizlik yüklenmesine geçebilmişlerdir ve bütün grupların ***ortalama yetersizlik yüklenmesi (failure load) değerleri*** elde edilebilmiştir. Bu ortalama değerler grup 1 (Konik stem-oblik osteotomi) için 2225,77±203,79 N, grup 2 (Konik stem -basamaklı osteotomi) için 2109,12±139,49 N, grup 3 (Silindirik stem-oblik osteotomi) için 1866,86±134,14 N ve grup 4 (Silindirik stem-basamaklı osteotomi) için 1818,43±158,74 N olarak hesaplanmıştır (Grafik 8). Ortalama yetersizlik yüklenmesi *(failure load)* değerleri grup 1 ve grup 2 'de diğer gruplara göre ileri derecede anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur (P<0,001). Diğer bir deyişle ortalama failure load değerleri konik femoral stem kullanılan modellerde silindirik stem kullanılanlara göre daha yüksektir ancak basamaklı ve oblik osteotomi tipleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.



Grafik 8: Grupların en az, en çok ve ortalama kırılma yükleri arasındaki ilişki görülmekte.

Modellerde yetersizlik ortaya çıkarabilecek en yüksek basma kuvvetinin *(failure load),* modelin iki ucu arasında oluşturduğu ***ortalama deplasman miktarları (failure displacement)*** grup 1'de 10,28±1,42 mm, grup 2'de 10,86±0,66 mm, grup 3'de 10,06±1,08 mm ve grup 4'te 9,66±0.66 mm bulunmuştur (Grafik 9). Bu değerler arasında da istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (P=0,1).



Grafik 9: Grupların kırılma sırasındaki deplasmanlarının en az, en çok ve ortalama arasındaki ilişki görülmekte.

Deneyler sırasında ön yüklemeden hemen sonra, her 1000 tekrarlı yüklemeden sonra ve yetersizlik yüklenmesi sırasında ***osteotomi hattındaki deplasman miktarını*** hesaplayabilmek için iki kameralı görüntü sistemi kullanıldı. Elde edilen veriler ile osteotomi hattında x (yatay), y (düşey) ve z (ön-arka) eksenlerde meydana gelen deplasman miktarlarları hesaplandı (Tablo 2A). x ekseninde ortaya çıkan ortalama deplasman miktarları grup 1,2 3 ve 4 'te sırasıyla 0,80±0,41mm, 0,93±0,36 mm, 1,01±0,60 mm ve 1,16±0,35 mm, y ekseninde ortalama deplasman miktarları grup 1,2 3 ve 4'te sırasıyla 0,64±0,20 mm, 0,1±0,08 mm, 0,89±0,33 mm ve 0,1±0,13 mm, z ekseninde ortalama deplasman miktarları ise grup 1,2 3 ve 4 'te sırasıyla 1,22±0,99 mm, 0,39±0,20 mm, 0,79±1,26 mm ve 0,22±0,10 mm olarak bulunmuştur. x ve z ekseninde ortalama deplasmanların miktarı açısından gruplar arsında bir fark bulunmamıştır (P=0,1). Ancak y yönündeki deplasman miktarının grup 1 ve 3 'te diğer iki gruba göre ileri derecede anlamlı olarak daha fazla, grup 2 ve 4 teki ortalama deplasman miktarının ise birbiri ile aynı olduğu görülmüştür (P<0.001). Diğer bir ifade ile aksiyel yüklenmelerde osteotomi hattında y yönünde ortaya çıkan deplasman miktarı oblik osteotomi uygulananlarda basamaklı osteotomi uygulananlara göre ileri derecede anlamlı olarak daha fazladır. Basamaklı osteotomi uygulanan gruplarda konik veya silindirik protez kullanmak osteotomi hattındaki deplasmanı değiştirmemektedir. Ancak oblik osteotomi yapılan grupta silindirik stem kullanmak, konik stem kullanmaya göre anlamlı olarak daha fazla deplasmana neden olmuştur.

B- Torsiyonel Yükleme Testlerinden Elde Edilen Bulgular

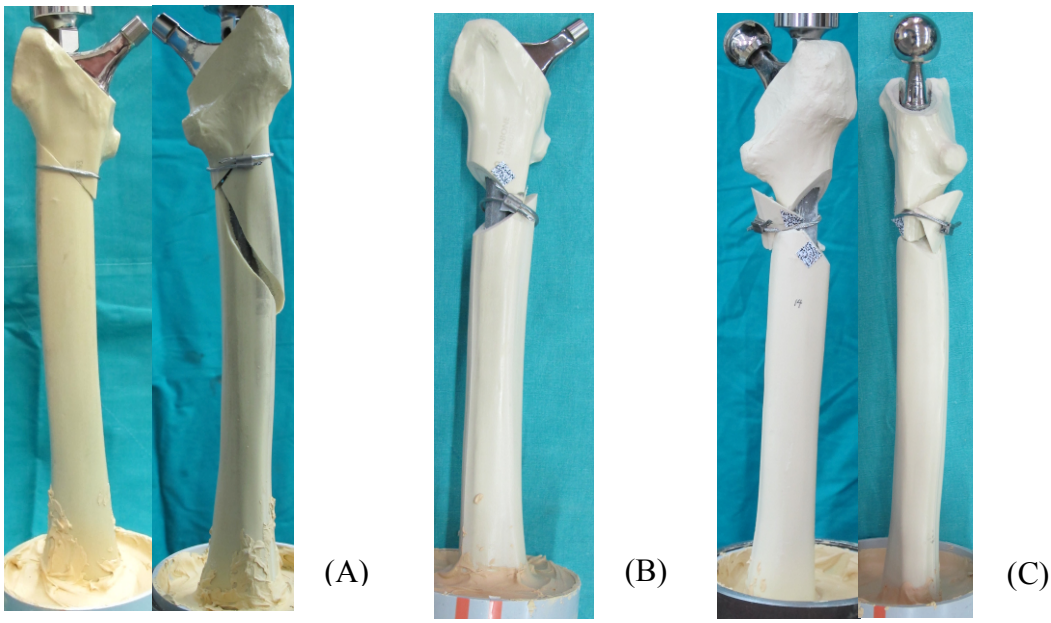
Çalışmanın ikinci aşaması olan rotasyonel yüklenme deneylerinde kullanılması planlanan 32 femur modelinden 4'ü test aşamasına geçemeden kırıldığından her gurupta 7 model olacak şekilde tekrar dağılım yapıldı. Modellerden ikisi basamaklı osteotomiye silindirik protez çakarken, distal fragmanın proksimal-lateral yarı silindirik bölümünün kırılması nedeniyle çalışmadan çıkartıldı. Diğer iki model ise, programlama hatası nedeniyle MTS test makinesinin modellere test protokolü dışı kuvvet uygulayarak kırması nedeniyle çalışmadan çıkartıldı.

1. Modellerdeki Görsel Değişiklikler

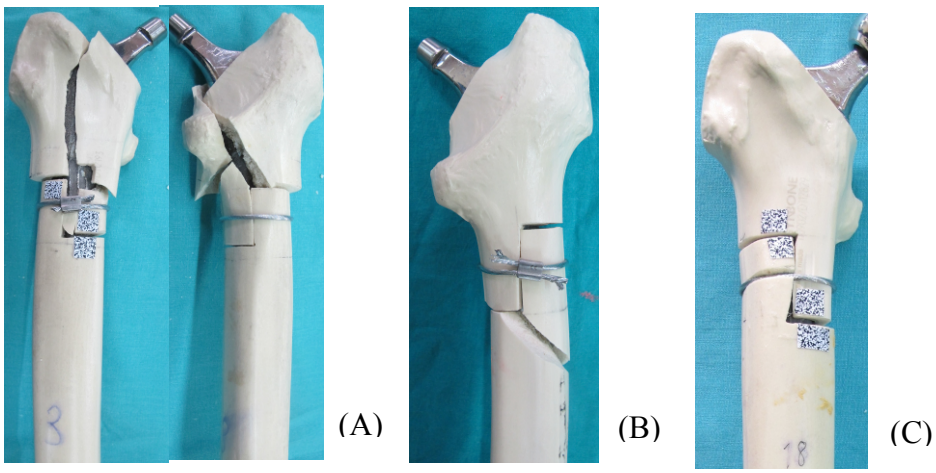
Torsiyonel yüklenme deneyleri sırasında uygulanan kuvvetlere modellerin cevabı görsel olarak da incelenerek kırık şekilleri, protez kemik ara yüzündeki ve osteotomi hattındaki değişiklikler kaydedildi. Bu dört gruptaki toplam 28 adet modelden 3'ü ön yüklemeler sırasında, 9'u siklik yüklenmeler esnasında ve 16'sı failure load ile yetersizliğe uğratılmıştır (Tablo 2B).

Grup 5'teki yedi modelden 5'inde yetersizlik yüklenmesi (failure load) ile osteotomi hattına uzanan spiral kırık oluştu (Şekil 34A), birinde ön yükleme(preload) sırasında osteotomi hattında gevşeme olarak fragmanlar ayrıldı ancak kemik kırık oluşmadı (Şekil 34B) ve bir model de ön yüklemeyi geçip ilk 1000 siklik yüklenme sırasında distal fragmanın osteotomiyi oluşturan proksimal lateral kenarından, kablo seviyesinden kırıldı (Şekil 34C).

Altıncı grubu oluşturan konik protez-basamaklı osteotomi seçeneğindeki modellerden 3'ü failure load ile kırıldı. Bu modellerden birinde proksimal femurda trokanter major ve minörü içeren 3 parçalı kırık (Şekil 35A), birinde distal fragmanda osteotomi hattına uzanan spiral kırık (Şekil 35B) ve birinde de proksimal femurda osteotominin köşesine uzanan deplase olmamış kırık görüldü. Bir model ön yükleme (preload) esnasında kablonun tespit edildiği bölgede lateral korteksten kırıldı (Şekil 35C). İlk 1000 siklik yüklenme sırasında kırılan iki modelden biri osteotomiye uzanan spiral kırık şeklinde diğeri ise proksimal femurun osteotomiyi oluşturan köşesinde deplase olmamış kırık olarak ortaya çıktı. Bir modelde ise dördüncü bin siklus sırasında spiral kırık oluştu.



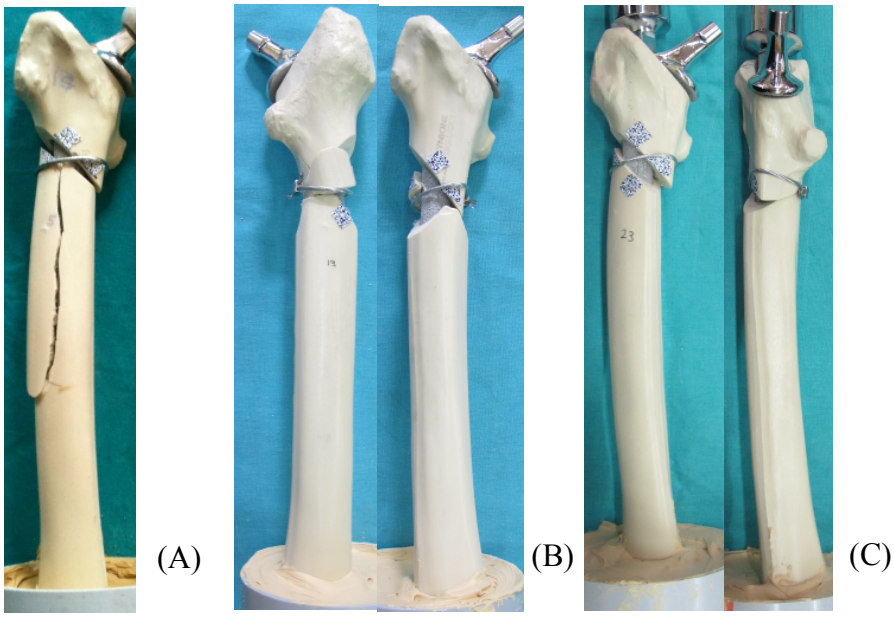
Şekil 34: Synergy-oblik osteotomi grubunda kırık paternleri. A-osteotomi hattına uzanan oblik kırık, B-osteosentezin yetersizliği ve C-distal fragmanın proksimalinde, çelik kablonun geçtiği bölgeden kırık.



Şekil 35: Konik protez basamaklı osteotomi gurubundaki modellerin kırılma özellikleri. A-Trokanter major ve minorde 3 parça kırık, B- Spiral kırık ve C- Kablonun hemen altında ortaya çıkan lateral korteks kırığı.

Grup 7 (Silindirik protez-oblik osteotomi)'deki modellerden 4 tanesi siklik yüklenmeleri tamamlayarak failure load aşamasında, 3 tanesi ise ön yüklemeleri geçerek ilk 1000 siklus içerisinde kırılmışlardır. Failure load ile kırılanlardan ikisi osteotomi hattına uzanan uzun spiral kırık (Şekil 36A) ile ve diğer ikisi ise osteotomi hattı çevresinden kırık ve

ayrışma ile sonlandı (Şekil 36B). İlk 1000 siklusta failure olan modellerde ise kemik kırık olmadan sadece osteotomi hattından ayrışma gözlendi (Şekil 36C).



Şekil 36: Oblik osteotomi ile birlikte silindirik protez kullanıldığında torsiyonel kuvvetlere modellerin cevabı A- Uzun oblik kırık ve osteotomi hattında ayrışma, B-Osteotomi hattında ayrışma ve kırık, C-Kırık olmadan sadece osteotomide ayrışma

Sekizinci gruptaki, silindirik protezin (Primer Echelon) basamaklı osteotomi ile birlikte kullanıldığı modellerden dördü siklik yüklenmeleri tamamlayarak failure load ile kırıldı. Diğer modellerden biri ön yüklenme sırasında, biri ilk 1000 siklik yüklenme sırasında ve biri de altı bininci siklus sırasında kırıldı. Bütün modellerde kırığın fay hattı osteotominin posterior köşesinde distal fragmandan başlayarak laterale ve distale spiral şeklinde uzanmaktaydı (Şekil 37A). Yalnızca bir modelde kırık deplase olmamıştı. Modellerin kırık sonrası gözleminde 2 modelde osteotomi hattında belirgin ayrışma görüldü (Şekil 37B).

(A)

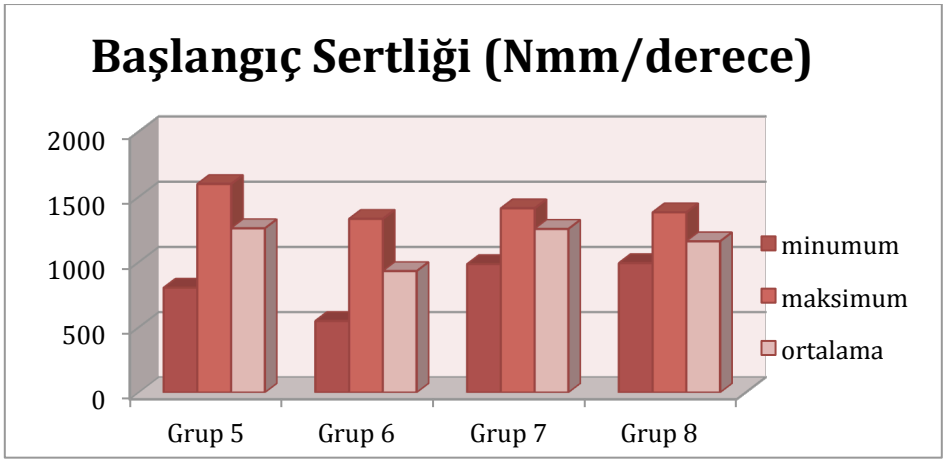
(B)

Şekil 37: Basamaklı osteotomide Primer Echelon 'un kullanılması ile rotasyonel kuvvetler modellerde meydana gelen kırık tipleri A-Spiral şeklindeki kırık osteotomiye ulaşmasına rağmen osteotomi hattında koronal planda gözle görülür bir deplasmana neden olmamış, B- Rotasyonel dönmeye bağlı olarak spiral kırık ile birlikte koronal planda, kemiğin anteriorunda osteotomi hattında açılma görülmekte.

2. Modellerdeki Biyomekanik Değişiklikler

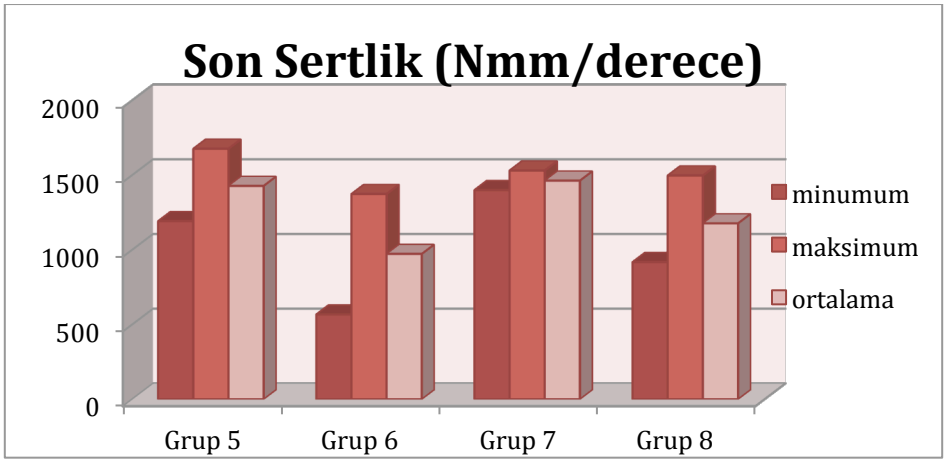
Torsiyonel kuvvet uygulanan modellerin rotasyonel yüklenmelerde her grup için elde edilen başlangıç sertlik (initial stiffness), siklik yüklenmenin sonrasındaki sertlik (stiffness), yetersizlik için gerekli olan en yüksek tork (failure load), bu torktaki açılanma miktarı (failure angulation) ve osteotomi hattındaki deplasmanların yönleri ve değerleri tablo 3B 'de özetlenmiştir.

Ortalama başlangıç sertliği (initial stiffness) değerleri grup 5 (konik protez-oblik osteotomi) için 1260,47± 256,45 Nmm/derece, grup 6 (konik protez-basamaklı osteotomi) için 932,27± 278,37 Nmm/derece, grup 7 (silindirik protez-obl ik osteotomi) için 1255,61±164,44 Nmm/derece ve grup 8 (silindirik protez-basamaklı osteotomi) için 1160,6±143,79 Nmm/derece olarak bulundu (Grafik 10). Modellerin başlangıç sertlik (initial stiffness) değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (P>0,05).



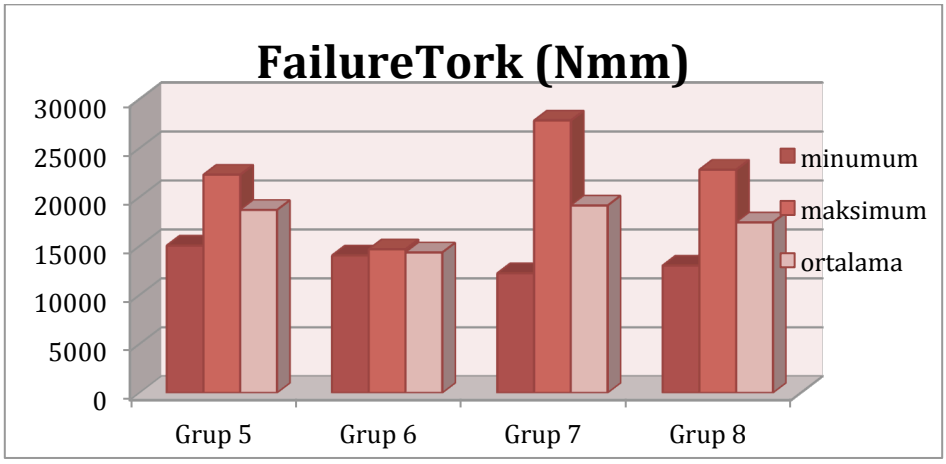
Grafik 10: Grupların en az, en çok ve ortalama başlangıç sertlikleri arasındaki ilişki görülmekte.

Torsiyonel yüklenme grubundaki modellerin tümü siklik yüklenmeleri tamamlayamamıştır. Bu nedenle ***en son sertlik değerleri (stiffness)*** ilk bin siklusu tamamlayabilen modellerin kırılmadan önceki sertlik değerleridir. Buna göre siklik yüklenmeler sonrası ortalama sertlik değerleri grup 5 (konik protez-oblik osteotomi) için 1428,68±168,30 Nmm/derece, grup 6 (konik protez-basamaklı osteotomi) için 973,48±291,92 Nmm/derece, grup 7 (silindirik protez-oblik osteotomi) için 1463,95± 53,54 Nmm/derece ve grup 8 (silindirik protez -basamaklı osteotomi) için 1177,97±228,45 Nmm/derece olarak bulunmuştur (Grafik 11). Siklik yüklenmeler sonrası ortalama sertlik değerlerinin (son stiffness), konik femoral stem kullanılan gruplar arasında, oblik osteotomilerde basamaklı osteotomi uygulananlara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu bulunmuştur ($P<0,05$).



Grafik 11: Grupların en az, en çok ve ortalama son başlangıç sertlikleri arasındaki ilişki görülmekte.

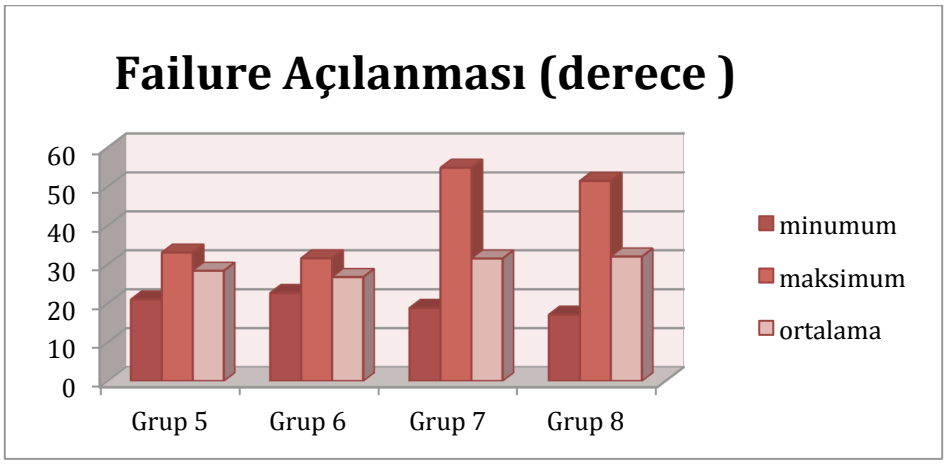
Ortalama yetersizlik yüklenmesi (failure tork) değerleri grup 5 (Konik stem-oblik osteotomi) için 18701,08±2978,89 Nmm, grup 6 (Konik stem -basamaklı osteotomi) için 14360,95±255,67 Nmm, grup 7 (Silindirik stem-oblik osteotomi) için 19156,33±5714,1 Nmm ve grup 8 (Silindirik stem -basamaklı osteotomi) için 17431,31±4139,93 Nmm olarak hesaplanmıştır (Grafik 12). Rotasyonel yüklenme gruplarının ortalama yetersizlik yüklenmesi (failure load) kuvvetleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (P>0,1).



Grafik 12: Grupların en az, en çok ve ortalama failure torkları arasındaki ilişki görülmekte.

Modellerde yetersizlik ortaya çıkarabilecek en yüksek döndürme kuvvetinin *(failure tork),* modelin iki ucu arasında oluşturduğu ***açısal fark ortalaması (failure angulation)*** grup 5'te 28,31°±4,89°, grup 6'da 26,73°±33,68°, grup 7'de 31,5°±14,17° ve grup 8'de 32,04°±14,90° ölçülmüştür (Grafik 13). Dönme açıları arasında gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (P>0,1).

Grup 5, 6, 7 ve 8'de ***osteotomi hattında ortaya çıkan ortalama deplasman miktarları*** x (yatay) ekseninde sırasıyla 0,38±0,30 mm, 1,33±0,96 mm, 1,80±1,68 mm ve 1,76±2,15 mm; y (düşey) ekseninde sırasıyla 0,67±0,38 mm, 0,62±0,48 mm, 2,12±2,53 mm ve 0,57±0,48 mm; z (ön arka) ekseninde sırasıyla 3,14±1,62 mm, 0,66±0,60 mm, 4,30±5,60 mm ve 0,84±0,68 mm olarak hesaplandı (Tablo 3B). Bu değerler istatistiksel olarak analiz edildiğinde x, y ve z eksenlerinde deplasman miktarlarının gruplar arasında farklı olmadığı görüldü (P>0,1).



Grafik 13: Grupların en az, en çok ve ortalama failure açılanmaları arasındaki ilişki görülmekte.

Grup	Model	Aksiyel yüklenmeler sonrası gelişen kırık şekilleri
GRUP 1 (Konik protez-Oblik osteotomi)	1	Protezin alt ucu seviyesinde lateral kortekste inkomplet ters L şeklinde kırık oluştu. Osteotomi hattı stabil.
	2	Protezin alt ucu seviyesinde lateral kortekste kelebek fragman oluşturan kırık. Osteotomi hattı stabil.
	3	Protezin alt ucu seviyesinde lateral kortekste kelebek fragman oluşturan kırık. Osteotomi hattı stabil.
	4	Protezin alt ucu seviyesinde lateral kortekste kelebek fragman oluşturan kırık. Osteotomi hattı stabil.
	5	Protezin alt ucu seviyesinde lateral kortekste inkomplet ters L şeklinde kırık oluştu. Osteotomi hattı stabil.
	6	Protezin alt ucu seviyesinde lateral kortekste kelebek fragman oluşturan kırık. Osteotomi hattı stabil.
	7	Osteotomi hattına uzanan uzun oblik kırık oluştu. Osteotomi hattında kemik fragmanlar tamamen ayrıştı.
	8	Protezin alt noktasında lateral kortekste başlayıp, medialde osteotomi hattına uzanan kırık. Osteotomi hattı stabil.
GRUP 2 (Konik protez-Basamaklı osteotomi)	1	Protezin altucu seviyesinde lateral korteksten başlayıp mediale uzanan uzun oblik kırık oluştu. Osteotomi hattı stabil.
	2	Protezin alt ucu seviyesinde lateral kortekste tek korteks ters L şeklinde kırık oluştu. Osteotomi hattıstabil.
	3	Protezin alt ucu seviyesinde lateral korteksten başlayan tek korteks transvers kırık. Osteotomi hattı stabil.
	4	Protezin alt ucu seviyesinde lateral korteksten başlayıp mediale uzanan uzun oblik kırık oluştu. Osteotomi hattı stabil.
	5	Protezin alt ucu seviyesinde lateral korteksten başlayıp mediale uzanan uzun oblik kırık oluştu. Osteotomi hattı stabil.
	6	Lateral korteksten başlayan, medialde osteotominin alt köşesine ulaşan uzun oblik kırık. Osteotomi hattı ayrışmış.
	7	Protezin alt noktasında lateral korteksten başlayan tek korteks transvers kırık. Osteotomi hattı stabil.
	8	Lateralde protezin alt ucundan başlayıp medialde osteotominin alt transvers kesisine ulaşan kırık.Osteotomi hattı stabil.
GRUP 3 (Silindirik protez-Oblik osteotomi)	1	Protezin alt ucu seviyesinde lateralden başlayıp osteotomi hattının medialine uzanan uzun oblik kırık. Osteotomi hattında hareket var ancak stabil.
	2	Protezin alt ucu seviyesinde ve suprakondiler bölgeden segmenter kırık. Osteotomi hattı stabil.
	3	Protezin alt ucu seviyesinde lateral korteksten başlayıp mediale uzanan uzun oblik kırık oluştu. Osteotomi hattı stabil.
	4	Preloadda proksimal fragmanın posterlateral köşesinde osteotomi hattına uzanan fissür. Failure loadda protezin alt seviyesinde lateral kortekste non deplase kırık.
	5	Lateral kortekste protezin tipinden başlayan ve medialde osteotomi hattının medialine uzanan uzun oblik kırık oluştu. Osteotomi hattı stabil.
	6	Protezin alt ucu seviyesinde transvers kırık oluştu. Osteotomi hattı stabil.
	7	Protezin alt ucu seviyesinde lateral korteksten başlayan tek korteks transvers kırık. Osteotomi hattı stabil.
	8	Protezin alt ucu seviyesinde lateral korteksten başlayıp mediale uzanan uzun oblik kırık oluştu. Osteotomi hattı stabil.
GRUP 4 (Silindirik protez- Basamaklı osteotomi)	1	Lateralde protezin alt ucundan başlayan medialde osteotomi hattına uzanan, kelebek fragman içeren kırık. Osteotomi hattı stabil.
	2	Protezin alt ucu seviyesinde transvers kırık oluştu. Osteotomi hattı stabil.
	3	Lateralde protezin alt ucundan başlayan medialde osteotomi hattına uzanan, kelebek fragman içeren uzun oblik kırık. Osteotomi hattı instabil.
	4	Protezin alt ucu seviyesinde kısa oblik kırık. Osteotomi hattı stabil.
	5	Protezin alt ucu seviyesinde lateral korteksten başlayan tek korteks transvers kırık. Osteotomi hattı stabil.
	6	Protezin alt ucu seviyesinde lateral korteksten başlayan tek korteks transvers kırık. Osteotomi hattı stabil.
	7	Yetersiz dökümantasyoni nedeniyle kırık tipi belirtilemedi.
	8	Protezin alt ucu seviyesinde lateral korteksten başlayan tek korteks transvers kırık. Osteotomi hattı stabil.

Tablo 2A: Aksiyel yüklenme testlerinde her grupta modellerde ortaya çıkan kırık tipleri

Grup	Model	Torsiyonel yüklenme sonrası gelişen kırık şekilleri
GRUP 5 (Konik protez-Oblik osteotomi)	1	Osteotomiye uzanan spiral kırık.
	2	Osteotomiye uzanan spiral kırık.
	3	Osteotomiye uzanan spiral kırık.
	4	Osteotomiye uzanan spiral kırık.
	5	İlk 1000 siklusta, distal fragmanın osteotomiyi oluşturan lateral yüzeyinde kablo seviyesinden kırıldı
	6	Ön yüklemede osteotomi hattından gevşeyerek kırık olmadan ayrıştı
	7	Osteotomiye uzanan spiral kırık.
GRUP 6 (Konik protez-Basamaklı osteotomi)	1	İlk 1000 siklusta, osteotomi hattına uzanan spiral oblik kırık oluştu
	2	Proksimal femurda, trakonter major, minör ve osteotomi hattına ulaşan üç parçalı kırık
	3	İlk 1000 siklusta proksimal femurun osteotomiyi oluşturan posterior köşesinden non deplase kırık
	4	Proksimal fragmanın postero superior köşesinden kırıldı
	5	4000 siklus içerisinde, distal fragmanda osteotomi hattına ulaşan spiral kırık
	6	Osteotomiye uzanan spiral kırık.
	7	Distal fragmanın osteotomiyi oluşturan lateral korteksinde kablonun geçtiği hat üzerinde kırık
GRUP 7 (Silindirik protez-Oblik)	1	Spiral kırık ve osteotomi hattında ayrışma
	2	İlk 1000 siklusta, kemik kırık olmadan yalnızca osteotomi hattından gevşeme
	3	İlk 1000 siklusta, kemik kırık olmadan yalnızca osteotomi hattından gevşeme
	4	Osteotomi çevresinde distal fragmanın lateral korteksinde kırık
	5	İlk 1000 siklusta, kemik kırık olmadan yalnızca osteotomi hattından gevşeme
	6	Spiral kırık ve osteotomi hattında ayrışma
	7	Osteotomi çevresinde distal fragmanın lateral korteksinde kırık
GRUP 8 (Silindirik protez- Basamaklı osteotomi)	1	Spiral kırık ve osteotomi hattında ayrışma
	2	Spiral kırık, osteotomide görülür ayrışma yok
	3	Spiral kırık, osteotomide görülür ayrışma yok
	4	6000 siklus içerisinde spiral kırık
	5	Spiral kırık ve osteotomi hattında ayrışma
	6	Ön yükleme sırasında spiral kırık, osteotomi hattında ayrışma yok
	7	İlk 1000 siklusta spiral kırık, osteotomi hattında ayrışma yok.

Tablo 2B: Rotasyonel yüklenmeler sonrası modellerde ortaya çıkan kırık şekilleri.

Grup	Model	Failure load (N)	Failure deplasman (mm)	Başlangıç sertlik (N/mm)	Son sertlik (N/mm)	Deplasman X (mm)	Deplasman Y (mm)	Deplasman Z (mm)
Grup 1 (Konik stem/Oblik osteotomi)	1	2089.62	9.14	496.13	524.95	0.93	0.90	0.97
	2	1980.88	9.08	481.41	460.90	0.30	0.75	1.13
	3	2482.77	9.88	497.20	520.10	0.93	0.80	0.80
	4	2006.18	13.82	326.92	345.25	1.13	0.84	0.90
	5	2099.93	9.94	464.08	484.73	0.59	0.53	0.88
	6	2243.43	10.36	488.24	503.86	0.42	0.36	0.58
	7	2348.59	9.53	596.73	623.26	0.47	0.42	0.68
	8	2554.74	10.52	578.17	675.73	1.61	0.47	3.82
	Min.	1980.88	9.08	326.92	345.25	0.30	0.36	0.58
	Maks.	2554.74	13.82	596.73	675.73	1.61	0.90	3.82
	Ort.	2225.77	10.28	485.25	517.35	0.80	0.64	1.22
	Std sapma	203.79	1.42	76.31	93.82	0.41	0.20	0.99
Grup 2 (Konik stem/Basamaklı osteotomi)	1	1841.90	10.39	361.28	379.41	0.73	0.23	0.41
	2	2163.98	10.29	494.93	508.08	0.78	0.09	0.57
	3	2003.56	9.93	437.24	438.75	0.20	0.00	0.61
	4	2206.55	11.43	558.86	598.70	1.29	0.26	0.26
	5	2069.56	11.33	466.74	461.37	1.20	0.09	0.11
	6	2059.52	10.25	470.95	482.18	0.78	0.09	0.37
	7	2198.19	11.67	312.77	387.10	1.33	0.08	0.67
	8	2329.70	11.57	431.01	466.97	1.13	0.07	0.13
	Min.	1841.90	9.93	312.77	379.41	0.20	0.00	0.11
	Maks.	2329.70	11.67	558.86	598.70	1.33	0.26	0.67
	Ort.	2109.12	10.86	441.72	465.32	0.93	0.12	0.39
	Std sapma	139.49	0.66	71.82	65.31	0.36	0.08	0.20
Grup 3 (Silindirik stem/Oblik osteotomi)	1	1826.21	10.62	423.01	418.67	0.93	0.82	0.56
	2	1859.24	10.19	398.21	411.27	2.53	1.08	4.10
	3	1968.69	9.50	523.19	548.90	0.58	0.48	0.36
	4	1695.11	9.13	406.89	404.04	0.50	0.86	0.23
	5	1760.14	10.51	357.42	398.45	1.02	1.06	0.32
	6	1740.01	9.18	424.54	438.84	0.63	0.33	0.32
	7	1962.00	8.90	404.01	441.49	0.96	1.17	0.11
	8	2123.47	12.42	378.27	393.23	0.91	1.36	0.28
	Min.	1695.11	8.90	357.42	393.23	0.50	0.33	0.11
	Maks.	2123.47	12.42	523.19	548.90	2.53	1.36	4.10
	Ort.	1866.86	10.06	414.44	431.86	1.01	0.89	0.79
	Std sapma	134.14	1.08	46.08	47.20	0.60	0.33	1.26
Grup 4 (Silindirik stem/Basamaklı osteotomi)	1	1828.56	9.81	414.21	434.22	1.63	0.47	0.32
	2	1625.47	8.48	316.10	331.64	0.92	0.10	0.16
	3	1733.58	9.27	354.81	375.34	0.68	0.10	0.17
	4	1685.19	10.32	368.91	364.91	1.05	0.09	0.40
	5	2066.73	10.80	475.81	500.41	1.64	0.14	0.17
	6	2085.13	9.80	597.27	620.18	0.78	0.05	0.12
	7	1761.18	9.38	364.50	383.38	1.40	0.00	0.33
	8	1761.60	9.43	346.59	362.76	1.16	0.11	0.11
	Min.	1625.47	8.48	316.10	331.64	0.68	0.00	0.11
	Maks.	2085.13	10.80	597.27	620.18	1.64	0.47	0.40
	Ort.	1818.43	9.66	404.78	421.60	1.16	0.13	0.22
	Std sapma	158.74	0.66	85.76	89.56	0.35	0.13	0.10

Tablo 3A: Aksiyel yüklemelerdeki test sonuçları.

Grup	Model	Failure tork (Nmm)	Failure açılanması (derece)	Başlangıç sertlik (Nmm/derece)	Son sertlik (Nmm/derece)	Deplasman X (mm)	Deplasman Y (mm)	Deplasman Z (mm)
Grup 5 (Konik stem/Oblik osteotomi)	1	21900.68	33.03	1449.38	1517.45	0.75	1.21	3.91
	2	15066.16	20.98	1148.96	1193.19	0.17	0.33	2.06
	3	18320.51	32.70	1173.66	1303.00			
	4	15912.05	24.03	1385.73	1452.23	0.71	0.39	1.50
	5			804.70		0.24	0.38	2.27
	6							
	7	22306.00	30.79	1600.36	1677.55	0.02	1.05	5.95
	Min.	15066.16	20.98	804.70	1193.19	0.02	0.33	1.50
	Maks.	22306.00	33.03	1600.36	1677.55	0.75	1.21	5.95
	Ort.	18701.08	28.31	1260.47	1428.68	0.38	0.67	3.14
	Std. sapma	2978.89	4.89	256.45	168.30	0.30	0.38	1.62
Grup 6 (Konik stem/Basamaklı osteotomi)	1			550.31				
	2	14339.57	22.65	1333.11	1374.59	0.00	0.06	0.10
	3			745.88		1.12	0.36	1.31
	4	14059.06	31.57	1147.28	1064.86	2.80	1.39	0.87
	5			713.18	568.55	1.62	0.91	1.51
	6	14684.21	25.96	1103.83	885.93	2.04	0.90	0.15
	7					0.37	0.10	0.02
	Min.	14059.06	22.65	550.31	568.55	0.00	0.06	0.02
	Maks.	14684.21	31.57	1333.11	1374.59	2.80	1.39	1.51
	Ort.	14360.95	26.73	932.27	973.48	1,33	0,62	0,66
	Std. sapma	255.67	3.68	278.38	291.92	0.96	0.48	0.60
Grup 7 (Silindirik stem/Oblik osteotomi)	1	27843.47	54.82	1343.07	1400.95			
	2			1152.55		0.33	0.04	1.37
	3			1340.61				
	4	16578.87	21.60	1457.16	1459.07	2.63	6.36	13.97
	5			1413.78				
	6	19963.20	30.78	985.97	1531.83	0.08	0.32	1.56
	7	12239.78	18.81	1096.13		4.16	1.78	0.30
	Min.	12239.78	18.81	985.97	1400.95	0.08	0.04	0.30
	Maks.	27843.47	54.82	1457.16	1531.83	4.16	6.36	13.97
	Ort.	19156.33	31.50	1255.61	1463.95	1.80	2.12	4.30
	Std. sapma	5714.01	14.17	164.44	53.54	1.68	2.53	5.60
Grup 8 (Silindirik stem/Basamaklı osteotomi)	1	20080.74	51.44	1315.02	1400.53	5.85	1.39	0.52
	2	22814.28	41.53	1382.63	1498.41	0.01	0.00	0.10
	3	13802.86	17.10	1083.77	1061.82	1.97	0.48	2.05
	4			1029.19	1010.00	0.26	0.21	0.45
	5	13027.38	17.95	994.05	919.10	0.70	0.77	1.09
	6							
	7			1158.94				
	Min.	13027.38	17.10	994.05	919.10	0.01	0.00	0.10
	Maks.	22814.28	51.44	1382.63	1498.41	5.85	1.39	2.05
	Ort.	17431.31	32.00	1160.60	1177.97	1.76	0.57	0.84
	Std. sapma	4139.93	14.90	143.79	228.45	2.15	0.48	0.68

Tablo 3B: Rotasyonel yüklenmelerdeki test sonuçları.

C- Bulguların Özeti (Tablo 4):

	Aksiyel yüklenme	***Rotasyonel yüklenme***
İlk sertlik	Fark yok	Fark yok
Son sertlik	Fark yok	Synergy yapılanlarda, oblik osteotomide basamaklıdan daha yüksek
Failure yapan kuvvet	Oblik ve basamaklı farkı yok Synergy 'de Echelon 'dan daha yüksek	Fark yok
Failure sırasında deplasman	Fark yok	Fark yok
Osteotomide deplasman x yönünde	Fark yok	Fark yok
y yönünde	Basamaklıda oblikten az Basamaklıda Synergy ve Echelon farkı yok. Oblikte Synergy 'de daha az	Fark yok
z yönünde	Fark yok	Fark yok

V- TARTIŞMA

Gelişimsel kalça displazisine ikincil yüksekte kalça çıkığı ile ülkemizde sık olarak karşılaşılmaktadır. Cerrahi tedavisinde günümüzde en sık uygulanan yöntem hasta memnuniyetinin de yüksek olduğu kısaltmalı total kalça artroplastisidir. Bu yöntem hastalığın patoanatomik özellikleri nedeniyle cerrahi teknik açısından göreceli olarak daha zordur ve komplikasyon oranları da daha yüksektir.[135] Bu gruptaki hastalar daha çok genç erişkin yaşta, daha aktif bir yaşam tarzına sahip olmaları ve yaşam beklentilerinin uzun olması nedeniyle ameliyat sonrası dönemde de kaynamama, gevşeme, periprostetik kırık, kemik stok kaybı ve geç enfeksiyon gibi çeşitli risklerle hayat boyu karşı karşıyadırlar. Kısaltmalı total kalça artroplastisi yöntemleri ile ağrısız, fonksiyonel ve normale daha yakın bir ekstremiteye sahip olabilecek hastaları ameliyat esnasında, ameliyat sonrası erken veya geç dönemde bekleyen bu riskleri en aza indirebilmek için implant teknolojileri ve cerrahi teknikler açısından daha fazla çalışma yapmaya ihtiyaç vardır. Bu konuda yapılan, çoğu olgu serilerinin taranması şeklindeki klinik çalışma sayısı her geçen gün artsa da deneysel çalışma sayısı oldukça azdır. Biyomekanik özellikleri araştıran deneysel çalışmalar *in-vivo*, *in-vitro* ve matematiksel programlara dayalı sonlu eleman analizleri şeklinde yapılabilmektedir.[136, 137] Kısaltmalı total kalça artroplastisi uygulamalarının biyomekaniğini anlamak, bu cerrahiyi uygularken seçilecek implantların, yumuşak doku ve kemik girişimlerinin biyomekanik özelliklerini bilmek tedavinin başarısında son derece önemlidir. Rekonstrükte edilecek kalçanın rotasyon merkezi, kalçayı geçen kas gruplarının moment kolu uzunlukları, yönleri ve kuvvetleri kısaltmalı total kalça artroplastisinin biyomekanik davranışını belirleyecektir. Bu konuda en az tartışılan nokta kalçanın rotasyon merkezinin anatomik yerine indirilmesi, nörovaskuler yapılar açısından güvenli bir redüksiyon sağlayabilmek için de femurun kısaltılması gerekliliği ve kalça çevresi kasların gerektiğinde doğru sırayla gevşetilmesidir.[118] Her ne kadar femurun kısaltılması endikasyonları ile ilgili çok fazla tartışılmasa da kısaltmanın hangi seviyeden, ne şekilde olacağı, osteotomi hattının osteosentezinin gerekli olup olmadığı, femoral stemin anatomik ve biyomekanik özelliklerinin ne olması gerektiği ve çimentolu-çimentosuz tercihi konularında tartışılmaya devam edilmektedir. Bu tartışmalara yapılacak bilimsel katkının temelinde organizmanın biyolojik ve biyomekanik davranış özelliklerine yönelik araştırmalar bulunmalıdır. Biz de bu yüzden çalışmamızda biyomekanik bir deney yöntemini tercih ettik.

Kemikler üzerinde yapılan biyomekanik deneylerde test materyali olarak hayvan kemiği, kadavra kemiği veya sentetik kemik modelleri kullanılabilmektedir. Hayvan kemikleri deneysel çalışmalarda sık olarak kullanılsalar da insan femuru ile olan anatomik farklılıkları nedeni ile uygun özellikte femoral stem temin etmek güç olacağından tercih edilmedi. Kadavra femurunun insan kemiği olması yönüyle gerçeğe en yakın sonuçlar verecek test materyali olduğuna şüphe yoktur. Ancak çalışmamızda, standart olarak uygulanacak farklı cerrahi yöntemleri ve implantları içeren farklı gruplar karşılaştırılmak istendiğinden, bu yöntemlerin uygulanacağı femurların anatomik ve biyomekanik olarak birbirlerinin çok benzeri olması elde edilecek verileri karşılaştırmada büyük kolaylık sağlayacaktır. Yaşları, boyutları ve kemik yoğunlukları yani anatomik ve biyomekanik özellikleri birbirine çok yakın yeterli sayıda kadavra femuru elde etmek çok güç olacağından, bu çalışmada test materyali olarak sentetik femur modelleri tercih edildi. Poliüretan kompozit femur modelleri anatomik ve biyomekanik olarak birbirine ve insan kemiğine çok benzer olmasının yanında bu deneyde kemiğin değil cerrahi yöntemlerin ve implantların biyomekanik özellikleri test edildiğinden bu çalışma için ideal test materyalleridir.[138] [136] Femur modellerinin biyomekanik özelliklerini araştıran ve 2003 yılında sunulan bir çalışmada kompozit femur modelleri ile insan kadavra femrunun sertlikleri *(stiffness)* açısından aralarında istatistiksel anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiştir. İnsan femrunun aksiyel ve torsiyonel yüklenmeler karşısındaki biyomekanik davranışını araştıran bir çalışmada sonlu eleman analizi, insan kadavra femuru ve sentetik femur modelleri karşılaştırılmıştır. Dayanıklılıkları ve gerginlikleri *(strength)* açısından aralarında farklar olsa da biyomekanik çalışmalarda her üçünün de kullanılabileceği belirtilmiştir.[139]

İn-vitro olarak yapılan biyomekanik çalışmalarda kas, tendon, kapsül gibi etkenler taklit edilemediğinden *in-vivo* biyolojik ortamı tam olarak sağlamak mümkün olmamaktadır. Bununla birlikte kas iskelet sisteminin biyomekaniği ile ilgili şimdiye kadar literatürden öğrendiklerimiz deney ortamı oluştururken kalça ve femur biyomekaniğine uygun bir sistem kurmamızı sağladı.[77,] [136] Ayrıca bütün modellere ve gruplara aynı deney protokolünü uygulamış olmamız, deney yöntemindeki biyolojik olmayan ortamdan kaynaklanan farklılıklara rağmen, sonuçların karşılaştırılabilir olmasını sağlamıştır. Bizim bilgilerimize göre literatürde, oblik ve basamaklı kısaltmalı kalça protezlerinin stabilitelerini biyomekanik olarak karşılaştıran benzer bir deneysel çalışma olmadığından, deney protokolü hazırlanırken femurlar üzerinde yapılmış farklı biyomekanik deneylerin yöntemleri dikkate alındı. Her ne kadar bizim çalışmamızdan elde edilen veriler bu deneylerin sonuçları ile direkt olarak

karşılaştırılabilir olmasa da,test sonuçlarının mekanik açıdan tartışılması bu deneylerin ve daha önce yapılmış klinik çalışmaların sonuçları çerçevesinde yapıldı.

Femur kısaltıcı osteotomi yöntemi olarak literatürde çok çeşitli teknikler tarif edilmiştir. Her ne kadar, bu konuda literatüre büyük katkısı olan Hartofilakidis[40, 140] gibi proksimal femurdan rezeksiyon yoluyla kısaltma yapmayı savunanlar olsa da, günümüzde en sık trokanter altından segment rezeksiyonu şeklinde yapılmaktadır. Trokanter altından yapılan kısaltma osteotomilerinin yatay (transvers), eğik (oblik), basamaklı (step-cut), ters V (chevron) şeklinde yapılanlar gibi değişik teknikleri tarif edilmiştir. Bu çalışmada oblik ve basamaklı osteotomileri karşılaştırmamızın nedenlerinden biri şimdiye kadar literatürdeki çalışmaların büyük bir bölümünün transvers ve basamaklı ostetomileri karşılaştırmış olmaları, diğeri ise klinik pratiğimizde en sık kullandığımız iki osteotomi tipi olmalarıdır.[10, 66, 96, 133]

İmplant sektörünün gelişmesi sayesinde protez seçimi konusunda da seçenekler çok artmıştır. Femoral komponentleri çimentolu olarak uygulayanlar[141-144] olsa da, çoğunluk çimentonun osteotomi hattına girme riski nedeniyle kaynamayı olumsuz etkleyeceği ve hastaların daha çok genç yaş grubunda olmaları nedeniyle revizyon gerekeceği düşünceleriyle çimentosuz komponentleri tercih etmektedir. Howie ve arkadaşları ise 28 hastadan oluşan çalışmalarında subtrokanterik transvers osteotomi ile kısaltma, çimentolu femoral stem ve osteotominin tespiti için de posteriordan semitubuler plak uygulaması yaparak fonksiyonel ve radyolojik ortalama 2 yıllık sonuçlarını 2010 yılında yayınlamışlardır. %97 kaynama görülmüş ancak %20 toplam revizyon yaptıklarını belirtmişlerdir (% 9 femoral komponent için). Çalışmalarının sonucunda kaynamama, komplikasyon, implant sağ kalımı ve erken fonksiyonel sonuçların çimentosuz yapılan hastalarla aynı olduğunu ileri sürmektedirler. Son yıllardaki yayınlarda femurun patoanatomisine uygun modüler protez tercihinin ameliyat sırasındaki ve sonrasındaki komplikasyonları azaltacağı ve hem ekstremitenin rotasyonunun doğru ayarlanmasında hem de protezin dar olan femur kanalına yerleştirilmesinde kolaylıklar sağlayacağı belirtilmektedir.[127, 142, 145-147] Bu çalışmada metafizer tutunumlu, konik bir protez (Synergy, Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD) ile diyafizer tutunumlu, silindirik saplı (Primer Echelon, Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD) bir protezin tercih edilmelerinin nedeni de osteotomi tercihlerine benzer şekilde klinik uygulamalarımızda daha çok bu özellikteki stemleri kullanıyor olmamızdır.[133]

Femur kısaltma tekniği olarak transvers veya oblik osteotomileri kullananların bu osteotomileri tercih etme nedenlerinin başında uygulama kolaylığı, ameliyat süresinin daha kısa olması ve kaynamama oranlarının kabul edilebilir sınırlarda olması gelmektedir.[69, 143, 144, 148] GKD'li erişkinlerde hastalığın patoanatomisine bağlı olarak proksimal femur deforme ve antevert olduğundan bu hastalarda yapılacak osteotomi ile kısaltmanın yanında deformitenin de düzeltilmesi gerekmektedir. Transvers ve oblik osteotomiler ile rotasyonel anlamda düzeltme yapmak basamaklı osteotomilere göre çok daha kolay olmaktadır.[147] Bu çalışmada normal anatomiye sahip femur modelleri kullanıldığından kısaltmaya ayrıca rotasyon da eklemek gerekmemiştir. Bununla birlikte, deneylerimiz sırasındaki gözlemlerimize dayanarak, oblik osteotomiler ile birbirine paralel iki kesi yapmak teknik açıdan kolay olmuştur. Oblik osteotomi yapılan modellerde kesi sonrası osteotomi yüzeylerinde basamaklı olanlara göre daha iyi ve homojen bir yüzey teması sağlandığını söyleyebiliriz. Basamaklı osteotomi yapılan gruplarda, test modelinin gerçek femurun aksine yumuşak doku örtüsü olmaması ve osteotomi hattının ölçümleri yapılarak modelin her yüzeyi üzerine çizilip uygulanması avantajlarına rağmen çeşitli güçlüklerle karşılaşılmıştır. Bu güçlükler nedeniyle modeller üzerinde basamaklı osteotomi uygulamak oblik osteotomilere göre daha fazla zaman almıştır. Basamaklı osteotomilerde deformite ve rotasyon problemlerini çözecek şekilde hesaplamalar yaparak tam bir silindir şeklinde olmayan proksimal femurda farklı planlarda, çok sayıda kesiden oluşan osteotomileri uygulamak ve kompleks geometrideki fragmanları bir araya getirerek yüzey teması ideale yakın, deformitesi olmayan bir femur elde etmek oldukça güç olabilmektedir. Bu nedenle basamaklı osteotomilerden sonra yüzeyler arasında boşluklar ve açılanmalar da kalabilmektedir.[149] Böylece, hem fragmanlar arası aşırı mesafe hem de basınç dağılımının eşit olmaması nedeniyle kaynama olumsuz etkilenebilir. Bizim de basamaklı osteotomi uyguladığımız bazı modellerde osteotomi yüzeyleri iyi örtüşen kesiler elde edemediğimiz oldu. Osteotomi yapıldıktan sonra deneme raspa yerleştirilip yüzeylerin iyi örtüşmediği görülen modellerde osteotominin revizyonu yapılarak mümkün olan en iyi yüzey teması sağlanmaya çalışıldı. Yüzey temasının yetersiz olması nedeniyle kaynamama sorunu yaratabilecek bu problem aradan çıkartılan kemik segmentin yumuşak dokusu korunarak osteotomi hattına sarılması ile otogreft olarak kullanılmasıyla önlenebilir. İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji bölümünde 2009 yılında yılında yapılan ¨Yüksekte kalça çıkıklarında femoral basamaklı osteotomi ile uygulanan total kalça protezleri ve sonuçları¨ isimli tez çalışmasında 57 hastanın 77 kalçasına uygulanan basamaklı kısaltma osteotomilerinin ortalama 95 aylık sonuçları incelenmiştir ve kaynamama oranı % 9 olarak tespit edilmiştir.[133] Rezeke edilen segmentlerin basamaklı osteotomi çevresine otogreft olarak

konulmadığı 6 hastanın 3'ünde, otogreft olarak kullanılan 71 hastanın ise yalnızca 4'ünde kaynamama görülmesi basamaklı osteotomilerde otogreft uygulanmamasının kaynamama riskini anlamlı olarak artırdığını göstermiştir. Her ne kadar çalışmada bahsedilmiyor olsa da, basamaklı osteotomilerde osteotomi yüzeylerinin örtüşmesindeki uyumsuzluğun bunun nedenlerinden biri olduğu söylenebilir. Cascio deneysel çalışmasında basamaklı osteotomilerin yüzey alanının transvers olanlardan %74 daha fazla olduğu, oblik ostetomilere benzer olan sigmoid osteotomilerin ise transvers osteotomilerden %44 daha geniş yüzey alanına sahip oldukları belirtilmektedir.[149] Basamaklı femur kısaltıcı osteotomiyi kullananların, uygulamalardaki teknik zorluklarına rağmen bu osteotomiyi tercih etmelerindeki en önemli neden rotasyonel stabilitesinin daha iyi olduğu düşüncesidir. Bu osteotominin geometrik şeklinden dolayı hem rotasyonel stabilitesinin hem de kemik yüzeylerinin temasının transvers ve oblik osteotomilerden daha fazla olduğu bu nedenle de kaynamama riskinin daha düşük olacağı düşüncesi yaygın bir kabuldur.[65, 127, 129, 157] Özellikle daha önce Schanz osteotomisi yapılmış olgularda açılanmayı düzeltmek açısından en ideal osteotomi tipi olduğu belirtilmektedir.[68]

Femur kısaltıcı osteotomilerin iki önemli komplikasyonundan biri osteotomi çevresinde perop kırık gelişimidir ve literatürde % 5-22 arasında olduğu belirtilmektedir.[135, 150-153] Çalışmamızda tüm osteotomiler çizimler üzerinden, ince profilli elektrikli testere ile dikkatle yapılmış olsalar da, bazı modellerde, düşey ve yatay kesilerin birleştiği noktalarda 1 mm'den kısa çentiklenmeler şeklinde kesiler geride kalmıştır. Deney düzeneği kurgulanırken ve deneyler sırasında gördüğümüz üzere osteotomi sonrası tekrar oyma, raspalama, protezi çakma veya kabloyu germe işlemleri sırasında bazı modellerde bu çentiklerden dolayı osteotomi çevresinde kırıklar meydana gelmiştir. Literatürde bu durum basamaklı osteotomilerin dezavantajlarından biri olarak kabul edilmekle birlikte düşey ve yatay kesilerin birleşme noktalarındaki stres birikimine bağlanmıştır.[149] Oblik osteotomilerde ise stresin birikeceği kesi artıkları olmayacağından bu risk daha azdır ve bizim çalışmamızda da hiç bir modelde bu şekilde bir kırık ortaya çıkmamıştır. Cascio ve arkadaşları çalışmalarında, tümör cerrahisinde geniş allogreftlerin osteosentezinde uygulanan transvers, basamaklı ve sigmoid osteotomilerin stabilitelerini biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır.[149] Kadavra femur diafizlerinde transvers, basamaklı ve sigmoid osteotomiler yapıp bunları plak ile tespit ettikten sonra bizim çalışmamıza benzer bir protokolle ön yükleme ve siklik yükleme testleri yapmışlardır. Transvers osteotomi grubunda tüm modeller siklik yüklenmeleri tamamlarken basamaklı ve sigmoid osteotomi uygulanan gruplarda tüm modellerin, osteotominin köşe

noktalarından daha ilk siklusta kırıldığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda basamaklı osteotomilerin köşe noktalarında ortaya çıkan kırıklar daha çok implantasyon aşamasında olmuştur. Cascio'nun çalışmasındaki osteotominin tespiti yalnızca intrameduller olarak yapılmıştır. Bizim çalışmamızda ise protezin intrameduller tespitine ek olarak kablo tespiti de yapılmış olması basamaklı osteotomilerin çok erken kırılmasına engel olmuştur düşüncesindeyiz. Bir diğer dikkati çeken nokta, torsiyon uygulanan gruplarda, oblik osteotomi uygulanmış olan biri grup 5 (konik stem)'deki ve 3'ü de grup 7 (silindirik stem)'deki toplam 4 modelin proksimal fragmanları, ilk 1000 siklusta kırık gelişimi olmadan osteotomi hattından gevşeyerek protez ile birlikte distal fragman üzerinde rotasyon uygulanan yöne dönmüştür. Basamaklı osteotomi gruplarında ise kırık olmadan osteotomi hattında gevşeme görülmemiştir. Bu gözlem önemlidir ancak istatistiksel olarak sonuçlara etki edecek bir anlamı yoktur. Basamaklı osteotomi tercihi yaparken özellikle perop gelişebilecek kırık komplikasyonu akılda bulundurmalı ve önlem alınmalıdır. Bazı yazarlar protezin implantasyonu öncesi distal fragmanın osteotomi yüzeyine yakın bölgesine kablo veya serklaj teli ile koruyucu tespit yaptıklarını belirtmektedirler.[157]

Çalışmamızın sonuçları bir bütün olarak değerlendirildiğinde, hem aksiyel yükleme testlerinde hem de rotasyonel yükleme testlerinde oblik ve basamaklı osteotomilerin stabiliteleri açısından aralarında anlamlı bir fark görülmemiştir. Osteotomilerin rotasyonel stabiliteleri ayrıca değerlendirildiğinde ise konik protez uygulanan gruplarda, oblik ve basamaklı osteotomilerin, siklik yüklemeler öncesi sertlikleri *(başlangıç stiffness)* arasında anlamlı bir fark yok iken siklik yüklemeler sonrasında oblik osteotomilerin sertliklerinin *(son stiffness)* basamaklı olanlardan daha yüksek olduğu görülmüştür. Silindirik protez uygulanan gruplarda ise osteotomi tiplerinin sertlikleri arasında fark yoktur. Bu bulgu literatürdeki basamaklı osteotomilerin oblik olanlardan rotasyonel olarak daha dayanıklı olduğu düşüncesiyle çelişmektedir.[127,156] Cascio'nun çalışmasında rotasyonel sertlikleri *(stiffness)* açısından basamaklı (4,36±0.73 Nm/°) osteotomiler, transvers (1,60± 0.50 Nm/°) olanlardan daha üstün bulunsa da kırılmaları için gerekli olan kuvvet *(maksimum tork)* açısından aralarında bir fark bulunamamıştır.[149] Sigmoid osteotomiler (1,90± 0.68 Nm/°) ile transvers osteotomiler (0,99± 0.16 Nm/°) arasında ise bu değerler açısından anlamlı bir fark görülmemiştir. Basamaklı osteotomiler, sigmoid osteotomilerle direkt olarak karşılaştırılmamış olsa da daha düşük dönme açılarında kırıldığı bildirilmiştir. Maksimum tork değerlerinin osteototomi tipleri arasında farklı olmaması bizim çalışmamızın sonuçları

ile örtüşmektedir. Bizim çalışmamızdan farklı olarak basamaklı osteotomilerin sertliklerinin yani dayanıklılıklarının daha fazla olduğu görülmekte ancak test materyali olarak kadavra femuru kullanılmasına rağmen gruplar arasında deneklerin homojen dağılımının nasıl yapıldığından bahsedilmemektedir.

Modellerde kırık veya gevşeme olduğunda ortaya çıkan ortalama deplasman miktarları *(failure displacement/failure angulation)* arasında hem aksiyel hem de torsiyonel testlerde gruplar arasında bir fark bulunamamıştır. Diğer bir ifade ile modellerde kırık ya da gevşeme ortaya çıkarabilecek kuvvet, modellerde aynı miktarda eğilme veya burulma oluşturmaktadır. Cascio'nun çalışmasında ise basamaklı osteotomiler ortalama 6° dönmede kırılırken sigmoid osteotomiler ortalama 12° 'ye kadar stabilitelerini korumuşlar ancak yine de osteotomilerin kesilerinin başlama noktalarının birleşim yerinden kırılmışlardır. Basamaklı osteotomi uyguladığımız gruplarda ortalama dönme açısı *(failure açılanmaları)* konik protez uygulananlarda 26° ve silindirik protez uygulanan gruplarda 32° olarak bulunmuştur ve bu değerler Cascio 'nun dönme açıları değerlerinden oldukça yüksektir. Bu farkın iki nedenden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Birincisi, kullandığımız modellerin esnekliğinin kendi aralarında bir farkı olmasa da kadavra kemiğinden daha fazla olabilir. İkincisi, Cascio femurları subtrokanterik bölgeden ve kondillerin 12 cm proksimalinden keserek daha kısa bir femur segmentinde rotasyon testi uygulamıştır. Kemiğin boyunun kısaltılması ile esneme miktarı azaltılarak aynı kuvvette ancak daha yüksek dönme açısında kırılması sağlanabilir.

Osteotomi hattındaki hareketin miktarı kaynama üzerinde son derece önemlidir. Yetersizlik yüklenmesi sırasında ortaya çıkan deplasman miktarı osteotomi hattındaki deplasman miktarını göstermediği için osteotominin stabilitesini belirlemede osteotomiyi içeren fragmanlar arasındaki hareketin yönü ve miktarını değerlendirmek daha doğru olacaktır. Aksiyel kuvvet uygulamalarında femur protezinin stemi intrameduller yer kaplayıcı olarak fragmanların öne-arkaya veya mediolateral yönde hareketini engelleyecektir. Ancak rotasyonel kuvvetler uygulandığında, femoral stem her ne kadar press-fit olarak çakılmış olsa da kilit mekanizması olmadığından fragmanların birbiri etrafında veya stemin medulla içersinde dönme ihtimali her zaman için vardır. Van Boerum ve arkadaşları, masif allogreftlerin osteosentezinde her ne kadar klasik basamaklı osteotomiler stabiliteleri nedeniyle tercih edilseler de basamak yüzeyleri etrafında yine de bir miktar hareket olduğunu ileri sürerek daha stabil ancak geometrisi ve uygulaması daha kompleks modifiye basamaklı

osteotomi tekniğini önermişlerdir.[154] Yedi çift kadavra femurunda klasik ve modifiye basamaklı osteotomiler yapıldıktan sonra kilitsiz intrameduller çivi uygulanarak rotasyonel stabilite testi yapılmış ve bizim çalışmamızdakine benzer bir 3 boyutlu pozisyon belirleme sistemiyle (Optotrak, Northern Digital, Ontario, Canada) osteotomi hattında oluşabilecek deplasman miktarı x, y, z eksenlerinde ölçülmüştür. Osteotomi hattında, klasik basamaklı grupta ortalama 23,3±8,7° ve modifiye grupta ise 3±4,6° rotasyon görülerek sonucun ileri derecede anlamlı olduğu belirtilmiştir ($p<0,001$). Her ne kadar femur medullasına press-fit olarak yerleştiriliyor olsalar da metafizer tutunumlu olan konik femoral stemin, osteotomi distalindeki femur segmentine rotasyonel olarak anlamlı bir stabilite katmayacağı düşünülebillir. Silindirik protezlerin en önemli kullanım nedenlerinin distal medullaya sıkıca oturarak rotasyonel anlamda stabiliteye büyük katkıda bulunacakları düşüncesi olmasına rağmen, bizim çalışmamızda bu iki grup arasında osteotomi hattında x, y, z eksenlerinde ortaya çıkan deplasman miktarları bakımından anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,1$). Her ne kadar Van Boerum, modifiye olan basamaklı osteotomilerin bile klasik basamaklı osteotomilerden ileri derecede anlamlı olarak daha stabil olduğunu söylese de, bizim çalışamızdaki femoral stemleri kilitsiz birer intrameduller çivi gibi düşünürsek (protez tipi ile deplasman miktarı arasında fark yoktu) oblik ve basamaklı osteotomilerin osteotomi hattındaki deplasmanlarında da anlamlı bir fark bulunamamıştır. Sonuçlardaki bu farklılığı Van Boerum'un çalışmasında tespit amaçlı sadece intrameduller çiviyi kullanmasına, bizim ise protez yanında kablo ile de tespit yapmamıza bağlayabiliriz. Rotasyonel siklik yüklemeler sonrası osteotomi hattındaki deplasmanın oblik ve basamaklı osteotomi yapılan gruplar arasında farklı olmaması, torsiyonel stabilite için beklenenin tersi bir sonuçtur ve oblik ve basamaklı osteotomilerin stabilitelerini değerlendirmede önemlidir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre hem aksiyel hem de rotasyonel yükleme testlerinde, hem siklik yüklemeler öncesi *(başlangıç stiffness),* hem de sonrası *(son stiffness)* konik ve silindirik protez uygulanan grupların ortalama sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bir diğer ifade ile, konik veya silindirik protez kullanılması konstrüksiyonun sertliğini ve dayanıklılığını değiştirmeyecektir. Torsiyon deneylerinde, modellerde yetersizlik ortaya çıkaran kuvvet *(failure tork),* bu kuvvetteki açılanma *(failure angulation)* ve osteotomi hattındaki deplasman değerleri arasında da bir fark olmaması femoral stemin biyomekanik özelliklerinin konstrüksiyonların sertliklerini belirlemeyeceği, konik veya silindirik bir protez uygulamanın rotasyonel stabilite açısından sonucu

değiştirmeyeceği anlamı taşımaktadır. Bu sonuca göre, osteotomi sonrası femoral kanalı doldurarak press-fit şekilde oturan, adeta bir intrameduller çivi gibi işlev görerek osteosentez sağlayan femoral stemler, osteotomi tiplerinden bağımsız olarak yeterli sertlik sağladıkları düşünülebilir.. Ancak bilindiği üzere konik protezler daha çok osteotominin proksimalinde metafizer bölgeden kemiğe tutunarak yükü distale aktarırlar ve distal tutunumlu, silindirik protezler ise daha çok osteotominin distalinde diyafizer bölgeden medullaya tutunarak yükü distal femura aktarırlar. Yük aktarımındaki bu farklılık konik ve silindirik protezlerin geometrik şekillerindeki değişiklikten yani femurun proksimal ve distal medullasına farklı şekillerde oturmalarından kaynaklanmaktadır. Bu farklı biyomekanik özelliklerdeki femoral stemlerden aynı sertlikleri elde ettiğimize göre konik veya silindirik bir stem kullanmak osteotominin stabilitesini değiştirmeyecektir denilebilir. Silindirik protezleri tercih edenler ise bunun aksine, distal medullayı daha iyi dolduran bu protezler ile daha dayanıklı ve rotasyonel stabilitesi daha yüksek bir konstrüksiyon elde edilebileceğini ileri sürmektedirler.[127, 146, 147, 155] Reikeras ve arkadaşları da yakın zamanda yaptıkları çalışmalarında, oblik ve basamaklı osteotomilerle birlikte düz, beşgen kesitli femoral stem kullandıklarını bu şekilde en iyi stabiliteyi elde ettiklerini belirtmişlerdir.[157] Modellerde kırık ya da yetersizlik ortaya çıkarabilecek ortalama kuvvet *(failure load)* rotasyonel yüklenmelerde konik veya silindirik protez uygulanan gruplar arasında istatistiksel olarak farklı değilken, aksiyel yüklenmelerde konik protez uygulanan gruplarda, beklenenin aksine, silindirik protez uygulananlara göre daha yüksek olarak bulunmuştur. Kullanılan konik protezin silindirik proteze göre 20 mm daha uzun olmasının bunun nedenlerinden biri olabileceği düşünülmüştür. Bu sonuç da silindirik protezler ile daha iyi bir stabilite sağlanacağı hipoteziyle çelişmektedir.

Aksiyel yüklenme testlerinde, her dört grupta da benzer karakterde periprostetik kırıklar oluşmuştur. Kuvvetin uygulanma şekline bağlı olarak beklenildiği şekilde protezin alt ucu seviyesinden başlayıp proksimale ve mediale uzanan daha çok oblik kırıklar meydana gelmiştir. Her grupta yalnızca ikişer modelde kırık hattı osteotomiye kadar ulaşabilmiştir. Torsiyonel kuvvetlerde ise modellerin çoğunda protezin alt ucu seviyesinden başlayıp proksimal medialde osteotomi hattına uzanan kırık şekilleri oluşmuştur. Kırık tipleri aksiyel ve torsiyonel kuvvetler uygulanan gruplarda birbirleri ile benzer şekilde ortaya çıkmıştır. Test edilen materyallerin incelenmesi sonrası dikkati çeken bir nokta da, her ne kadar kırık hattı osteotomiye ulaşıyor olsa da, çoğunluğu Vancouver periprostetik kırık sınıflamasına göre B tipinde olan bu modellerde, press-fit olarak yerleştirilmiş olan femoral komponentlerin genellikle stabilitelerinin bozulmadığı görülmüştür. Benzer sertlik değerleri olan, osteotomi

ve protez seçeneği birbirinden farklı bu dört grup arasında benzer olan tek yöntem tüm modellerde osteotomi hattının ortasından, kemiğin anatomik aksına dik olacak şekilde aynı gerginlikte kablo tespiti yapılmış olmasıdır. Kablo tespitinin konstrüksiyonun sertliğinde önemi olduğu söylenebilir. Diğer bir ifade ile, oblik ve basamaklı osteotomi yapılan olgularda kablo ile osteotomi hattına tespit yapılırsa, muhtemel bir ameliyat sonrası erken dönem periprostetik kırık komplikasyonunda, femoral stem stabilitesi korunmuş olabileceğinden revizyon protez uygulamak yerine morbiditesi daha az girişimler yapılabilir.

Modellerin kırık sonrası görsel olarak incelenmesi ve osteotomi hattından elde edilen kamera görüntülerinin değerlendirilmesiyle, her dört grupta da, aşırı yüklenme sonrası periprostetik kırık gelişiyor olsa da bu kırığın osteotominin stabilitesini bozmuyor olması, ameliyat sonrasında kaynamayı beklemeden erken yük vermenin osteosentezi bozmayacağı sonucuna varılmıştır.

Dallari ve arkadaşlarının bir yıl önce yayınladıkları bir retrospektif çalışmada, 26 hastanın 33 kalçasına uyguladıkları çimentosuz kısaltmalı total kalça artroplastilerinin ortalama 88 aylık takiplerinin sonuçlarına göre 14 kalçada basamaklı, 19 kalçada ise oblik osteotomi uyguladıklarını, guruplar arasında anlamlı fark olmaksızın vakaların %97'sinde ortalama 6 ayda kaynama görüldüğünü belirtmişlerdir. Klinik ve radyolojik sonuçların benzer olması nedeniyle modüler protezlerin de getirmiş olduğu avantajlar sayesinde, uygulaması daha kolay ve cerrahi süresinin daha kısa olduğu oblik osteotomiyi tercih ettiklerini ve daha kompleks olan basamaklı osteotomiyi artık terkettiklerini belirtmektedirler.[145] Buna karşılık aynı yıl Takao ve arkadaşları, 27 hastanın 37 kalçasına uyguladıkları basamaklı femur kısaltma osteotomisi ve çimentosuz, modüler femoral stem seçeneğinin ortalama 7 yıllık takiplerinin sonuçlarını yayınlamışlardır. Hiçbir hastada kaynamama görmediklerini ve ilk on hastada ameliyat sonrası 8. haftada kısmi, 12. haftada da tam yük vermeye izin vermiş olsalar da daha sonraki vakalarda osteotominin ameliyat sırasındaki stabilitesini de göz önünde bulundurarak ilk haftada kısmi ve 1-3 hafta arasında da tam yük vermeye başlamışlardır. Bizim çalışmamızın sonuçlarına göre, modellerin başlangıç sertlikleri tüm gruplarda aynı olduğundan osteotomi tiplerinin ameliyat sırasındaki stabiliteleri arasında da fark yoktur denebilir. Takao ve arkadaşları femoral kanala istenene en yakın şekilde tam olarak yerleşebilecek modüler protez kullanımının ve basamaklı osteotomiyi tercih etmenin torsiyonel stabiliteyi sağlamada en uygun yol olduğunu düşünmüşlerdir.[127] Aynı düşüncede olan Makita ve arkadaşlarının çalışmasında Crowe tip 4 kalça çıkığı olan 11 hastaya

basamaklı femoral kısaltmalı çimentosuz total kalça artroplastisi yapılmış ve ortalama 65 aylık sonuçlarına göre hiç bir hastada osteotomi hattında kaynamama izlenmediği belirtilmektedir.[156] Reikeras ve arkadaşları, 1990 ile 2000 yılları arasında, 46 hastanın 65 kalçasına sementsiz kısaltmalı total kalça protezi yapmışlar ve ortalama 13 yıllık sonuçlarını 2010 yılında yayınlamışlardır. 41 oblik ve 24 basamaklı osteotomi uygulanmış ve tüm kalçaların rotasyonel olarak stabil olduklarını düşünmüşlerdir. Ortalama 3 cm kısaltma yaptıkları hastaların hepsine hidroksiapatit kaplı düz stem kullanmışlar ancak takiplerde bir hastada femoral stemin distale migrasyonu ve toplam 3 hastada da osteotomi sahasında kaynamama görmüşlerdir. Sonuçlarının önceki çalışmalar ile uyumlu olduğunu belirtmişlerdir.[157] Ogawa ve arkadaşları da aynı yıl kendi transvers osteotomi sonuçlarını yayınlamışlardır.[147] Altı kalçanın ortalama 8.1 yıllık takbi neticesinde bütün hastalarda ortalama 8,8 haftada kaynama gördüklerini belirtmişlerdir. Transvers osteotominin teknik olarak daha basit olması, modüler protezlerin ise rijit rotasyonel stabilite ile birlikte kemik fragmanlar arasında kompresyona izin vermesi bu yöntemin avantajları arasında sayılmıştır. Krych ve arkadaşları, 28 Crowe tip 4 kalçaya uyguladıkları subtrokanterik transvers, kısaltmalı, çimentosuz total kalça artroplastisi ameliyatlarının ortalama 4,8 yıllık sonuçlarında 2 hastada (%7) kaynamama gördüklerini buna rağmen komplikasyon oranlarının dejeneratif artrit zemininde yapılan primer olgulara göre daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.[135]

Ülkemizden Toğrul ve arkadaşları 2010 yılında Crowe 3-4 kalçalarda yeni bir kısaltma tekniği yayınlamışlardır. 21 hastadan oluşan olgu serilerinde tüm hastalara transvers subtrokanterik osteomi uygulamışlar ve rezeke edilen femoral segmentten elde edilen kemik pegleri (dübel, kazık) femur medullasında femoral komponent çevresine yerleştirmişlerdir. Femoral stem olarak da bizim çalışmamıza benzer şekilde konik ve silindirik protezler kullanmışlardır. Ortalama 41,2 ay takip süreli olgu serilerinde, bütün osteotomilerde ortalama 12 haftada kaynama elde etmişlerdir. Toğrul ve arkadaşları geliştirdikleri bu tekniğin femoral anteversiyonu düzeltmede ve rotasyonel stabiliteyi sağlamda mükemmel olduğunu bu nedenle ek osteosenteze bile gerek duyulmadığını bildirmişlerdir.[69] Transvers osteotominin aşırı anteversiyonu düzeltmede en kolay yöntem olduğu bilinmekle birlikte rotasyonel stabilitesinin de en düşük olduğu kabul görmektedir. Ancak bu teknikte kemik pegler sayesinde rotasyonel stabilitenin sağlandığı belirtilmektedir. Bu yöntemde osteotominin stabilitesi için ek implant kullanılmaması, kolay cerrahi teknik ve kaynamama sorunu olmaması nedeniyle avantajlı gibi görülse de biyomekanik olarak karşılaştırılması ile daha

objektif veriler elde edilebilir.

Kısaltmalı kalça protezlerinde oblik ve basamaklı osteotomileri direkt olarak biyomekanik, klinik veya radyografik olarak karşılaştıran bir çalışma bulunmuyor olması nedeniyle bu konuda kesin bir sonuca varmak bu gün için mümkün değildir. Ancak literatürden görüldüğü üzere klinik çalışmaların sonuçları da birbirleri ile uyumlu değildir. Farklı serilerde basamaklı, oblik ve transvers osteotomilerin kaynamama oranları ile ilgili farklı biilgiler olsa da tüm çalışmaların ortak noktası bu ameliyatlardan sonra hasta memnuniyetinin yüksek olmasıdır.

Deneylerde, yüksekte kalça çıkığının patoanatomisine sahip gerçek insan femuru yerine normal anatomiye sahip sentetik femur modellerinin kullanılmış olması, in vitro çalışma ortamı olması nedeniyle adale fonksiyonlarının sonuca etkisinin tam olarak görülememesi, daha yüksek sayıda tekrarlı yükleme yapılamamış olması, protez uygulanmadan yalnızca kablo tespitinin stabiliteye etkisinin denenmemiş olması bu çalışmanın eksik yönleridir.

VI- SONUÇLAR

Yüksekte kalça çıkığının tedavisinde yapılan kısaltmalı total kalça protezi ameliyatlarında;

1-Osteotominin oblik veya basamaklı olması, kullanılan protezin konik veya silindirik olması yapılan rekonstrüksiyonun başlangıçtaki stabilitesini değiştirmemektedir.

2-Konik protez kullanılan durumlarda, zaman içerisinde tekrarlayan yüklenmeler karşısında, oblik osteotomilerin dayanıklılığı basamaklı osteotomilere göre daha fazla olmaktadır. Ancak silindirik protez kullanılan durumlarda, oblik ve basamaklı osteotomilerin stabiliteleri arasında anlamlı bir fark olmamaktadır.

3-Tekrarlayan yüklenmeler karşısında osteotomi hattında meydana gelen hareketin miktarı, oblik veya basamaklı osteotomi uygulanmasıyla ve konik veya silindirik protez uygulanmasıyla değişmemektedir.

4-Modellerde kırık oluşturan kuvvet osteotominin stabilitesini bozmadığından hastalara ameliyat sonrasında erken dönemde yük verdirilebilir.

VII- KAYNAKLAR

1. Stein-Zamir C, Volovik I, Rishpon S, Sabi R. Developmental dysplasia of the hip: risk markers, clinical screening and outcome. Pediatrics international : official journal of the Japan Pediatric Society 2008;50:341-5.
2. Mahan ST, Katz JN, Kim YJ. To screen or not to screen? A decision analysis of the utility of screening for developmental dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg Am 2009;91:1705-19.
3. Bialik V, Bialik GM, Blazer S, Sujov P, Wiener F, Berant M. Developmental dysplasia of the hip: a new approach to incidence. Pediatrics 1999;103:93-9.
4. Avci S. Screening for developmental dysplasia of the hip by physical examination during the neonatal period: follow-up with hip ultrasonography. Acta Orthop Traumatol Turc 1999;33:110-2.
5. Karapinar L, Surenkok F, Ozturk H, Us MR, Yurdakul L. The importance of predicted risk factors in developmental hip dysplasia: an ultrasonographic screening program. Acta Orthop Traumatol Turc 2002;36:106-10.
6. Kose N, Omeroglu H, Ozyurt B, Akcar N, Ozcelik A, Inan U, et al. [Our three-year experience with an ultrasonographic hip screening program conducted in infants at 3 to 4 weeks of age]. Acta Orthop Traumatol Turc 2006;40:285-90.
7. Soyuncu Y, Özdemir H, Akyıldız, FF, Ürgüden, M, Altınel E. Searching o developmental dysplasia of hip in Antalya and surrounding. Acta Orthop Traumatol Turc 1999;40:285-90.
8. Demirhan M, Dikici F, Eralp L, Onen M, Goksan B. [A treatment algorithm for developmental dysplasia of the hip for infants 0 to 18 months of age and its prospective results]. Acta Orthop Traumatol Turc 2002;36:42-51.
9. Okur A, Naksilar F, Karsan O, Alparslan B. The value of ultrasound examination in the diagnosis and screening for congenital dislocation of the hip. Acta Orthop Traumatol Turc 1996;30:107-12.
10. Tozun IR, Beksac B, Sener N. [Total hip arthroplasty in the treatment of developmental dysplasia of the hip]. Acta Orthop Traumatol Turc 2007;41 Suppl 1:80-6.
11. TC İçişleri Bakanlığı Nüfus ve Vatandaşlık İşleri Genel Müdürlüğü Haber Bülteni. 2011.
12. Songur M, Akel I, Karahan S, Kuzgun U, Tumer Y. Prevalence of untreated hip dislocation in Turkish children aged 6 months to 14 years. Acta Orthop Traumatol Turc 2011;45:215-20.
13. Hvid I. Neonatal hip instability, developmental dysplasia of the acetabulum, and the risk of early osteoarthrosis. Acta orthopaedica 2008;79:311-2.
14. Phelps A. Congenital dislocation of the hip. J Bone Joint Surg Am 1891;1:132-47.
15. Sevim A. Tepecik Ortaçağ Populasyonunda Konjenital Bir Hastalık: Kalça Çıkığı. DTCF Dergisi 1991;35:289-99.
16. Furnes O, Lie SA, Espehaug B, Vollset SE, Engesaeter LB, Havelin LI. Hip disease and the prognosis of total hip replacements. A review of 53,698 primary total hip replacements reported to the Norwegian Arthroplasty Register 1987-99. The Journal of bone and joint surgery British volume 2001;83:579-86.
17. Özden VE. Yüksekte Kalça Çıkığı Tedavisinde Ilizarov ile Kalça Rekonstrüksiyonu Osteotomisi ve Kısaltmalı Total Eklem Artroplasti Tekniğinin Karşılaştırılması. Ortopedi ve Travmatoloji: İstanbul Üniversitesi; 2005.
18. Sağlam N. Doğuştan yüksekte kalça çıkığında total eklem artroplastisi İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji İstanbul Üniversitesi; 2000. p. 86.

19. Kokino MJ. Envetere doğuştan kalça çıkığında destek osteotomileri ve sonuçları. İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji: İstanbul Üniversitesi; 1972.
20. Crenshaw AH. Femoral osteotomy for ırreducıble dislocation, Lorenz osteotomy, schanz osteotomy, cup arthroplasty in dysplaisa of hip, prosthetic replacement in dysplasia of hip, arthrodesis in dysplasia of hip, congenital coxa vara.Campbell's Operative Orthopaedics. In: Canale T, editor. Campbell's Operative Orthopaedics; 1971. p. 1995-2003.
21. Ege R. DKÇ sorunu ve tarihçesi. In: Ege R, editor. Kalça Cerrahisi ve Sorunları; 1994. p. 183-93.
22. Milch H. The "pelvic support" osteotomy. 1941. Clinical orthopaedics and related research 1989:4-11.
23. Peltier L. Orthopedics: A history of iconography.San Francisco: Norman Publishing; 1993.
24. Hass J. A subtrochanteric osteotomy for pelvic support. J Bone Joint Surg Am 1943;25:281-91.
25. Milch H. The rationale of the Abduction Osteotomy. Bull Hosp J Dis 1941;2:154-64.
26. Batchelor JS. Excision of the femoral head and neck in cases of ankylosis and osteoarthritis of the hips. Proceedings of the Royal Society of Medicine 1945;38:689.
27. Ilizarov GA. The transosseous osteosynthesis : theoretical and clinical aspects of the regeneration and growth of tissue.Berlin; New York: Springer-Verlag; 1992.
28. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. Lancet 1961;1:1129-32.
29. McKee GK. Development of total prosthetic replacement of the hip. Clinical orthopaedics and related research 1970;72:85-103.
30. Charnley J, Feagin JA. Low-friction arthroplasty in congenital subluxation of the hip. Clinical orthopaedics and related research 1973:98-113.
31. Harris WH. Total Hip Replacement for Congenital Dysplasia of Hip: Technique. Second open scientific meeting of the hip society. St. Louis: Mosby; 1974. p. 251-65.
32. Dunn HK, Hess WE. Total hip reconstruction in chronically dislocated hips. J Bone Joint Surg Am 1976;58:838-45.
33. Hess WE, Umber JS. Total hip arthroplasty in chronically dislocated hips. Follow-up study on the protrusio socket technique. J Bone Joint Surg Am 1978;60:948-54.
34. Harris WH, Crothers O, Oh I. Total hip replacement and femoral-head bone-grafting for severe acetabular deficiency in adults. J Bone Joint Surg Am 1977;59:752-9.
35. Jasty M, Harris WH. Salvage total hip reconstruction in patients with major acetabular bone deficiency using structural femoral head allografts. The Journal of bone and joint surgery British volume 1990;72:63-7.
36. Mulroy RD, Jr., Harris WH. Failure of acetabular autogenous grafts in total hip arthroplasty. Increasing incidence: a follow-up note. J Bone Joint Surg Am 1990;72:1536-40.
37. Lök V. Yetişkin DKÇ vakalarında total kalça protezi uygulamasında yeni yöntem. Beşinci Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi; 1978. p. 70-2.
38. Aritamur A, Çakmak M, Taşer Ö. Total hip prosthesis in coxarthrosis due to congenital dislocation or subluxation of the hip. Acta Orthop Traum Turc 1981;15:238-55.
39. Hartofilakidis G, Stamos K, Ioannidis TT. Low friction arthroplasty for old untreated congenital dislocation of the hip. The Journal of bone and joint surgery British volume 1988;70:182-6.
40. Hartofilakidis G, Karachalios T. Total hip arthroplasty for congenital hip disease. J Bone Joint Surg Am 2004;86-A:242-50.
41. McQueary FG, Johnston RC. Coxarthrosis after congenital dysplasia. Treatment by total hip arthroplasty without acetabular bone-grafting. J Bone Joint Surg Am 1988;70:1140-4.

42. Jensen JS, Barfod G, Hansen D, Larsen E, Linde F, Menck H, et al. Femoral shaft fracture after hip arthroplasty. Acta orthopaedica Scandinavica 1988;59:9-13.
43. Linde F, Jensen J, Pilgaard S. Charnley arthroplasty in osteoarthritis secondary to congenital dislocation or subluxation of the hip. Clinical orthopaedics and related research 1988;227:164-71.
44. Russotti GM, Harris WH. Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study. J Bone Joint Surg Am 1991;73:587-92.
45. Paavilainen T, Hoikka V, Solonen KA. Cementless total replacement for severely dysplastic or dislocated hips. The Journal of bone and joint surgery British volume 1990;72:205-11.
46. Paavilainen T, Hoikka V, Paavolainen P. Cementless total hip arthroplasty for congenitally dislocated or dysplastic hips. Technique for replacement with a straight femoral component. Clinical orthopaedics and related research 1993:71-81.
47. Symeonides PP, Pournaras J, Petsatodes G, Christoforides J, Hatzokos I, Pantazis E. Total hip arthroplasty in neglected congenital dislocation of the hip. Clinical orthopaedics and related research 1997:55-61.
48. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg Am 1979;61:15-23.
49. Woolson ST, Harris WH. Complex total hip replacement for dysplastic or hypoplastic hips using miniature or microminiature components. J Bone Joint Surg Am 1983;65:1099-108.
50. Jones LC, Hungerford DS. Cement disease. Clinical orthopaedics and related research 1987:192-206.
51. Dorr LD, Takei GK, Conaty JP. Total hip arthroplasties in patients less than forty-five years old. J Bone Joint Surg Am 1983;65:474-9.
52. Chandler HP, Reineck FT, Wixson RL, McCarthy JC. Total hip replacement in patients younger than thirty years old. A five-year follow-up study. J Bone Joint Surg Am 1981;63:1426-34.
53. Halley DK, Wroblewski BM. Long-term results of low-friction arthroplasty in patients 30 years of age or younger. Clinical orthopaedics and related research 1986:43-50.
54. Anderson MJ, Harris WH. Total hip arthroplasty with insertion of the acetabular component without cement in hips with total congenital dislocation or marked congenital dysplasia. J Bone Joint Surg Am 1999;81:347-54.
55. Dorr LD, Tawakkol S, Moorthy M, Long W, Wan Z. Medial protrusio technique for placement of a porous-coated, hemispherical acetabular component without cement in a total hip arthroplasty in patients who have acetabular dysplasia. J Bone Joint Surg Am 1999;81:83-92.
56. Erdemli B. Total hip arthroplasty in the neglected developmental dislocation of the hip. J Ankara Med School 2003;25:133-41.
57. Ozturkmen Y, Karli M, Dogrul C. [Cemented total hip arthroplasty for severe dysplasia or congenital dislocation of the hip]. Acta Orthop Traumatol Turc 2002;36:195-202.
58. Aşık M, Çetinkaya S, Tözün R, Seyhan, F. Anatomik total kalça artroplastisi (Zimmer) uygulamalarımız ve erken sonuçları. ACTA Orthop et Traumatologica turcica 1996;30:144-6.
59. Şener N, Tözün İR. Total cementless arthroplasty in the neglected congenital dislocation of the hip. SICOT 96 Amsterdam; 1996. p. 699.
60. Aşık M, Tözün R, Tuncay, İ, Gümüş, H. Displazik ve doğuştan kalça çıkıklı olgularda çimentosuz total kalça protezi uygulamaları. XIV Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongre Kitabı; 1996. p. 895-9.
61. Tözün İ, Şener N. The use of autograft and cementless acetabular compponents in congenital dislocation of the hip. SICOT 96 Amsterdam; 1996. p. 699.

62. Talu U, Şener N, Tözün İR. The use of autograft and cementless acetabular component in congenital dislocation of the hip. Journal of the Hellenic Association of Orthopaedic Surgery and Traumatology 1997;218:67-72.
63. Tözün İ, Şener N. Femoral shortening and cementless arthroplasty in neglected congenital dislocation of the hip. AAOS. Orlando; 2000. p. 384.
64. Saglam N, Sener N, Beksac B, Tozun IR. [Total hip arthroplasty and problems encountered in patients with high-riding developmental dysplasia of the hip]. Acta Orthop Traumatol Turc 2002;36:187-94.
65. Sener N, Tozun IR, Asik M. Femoral shortening and cementless arthroplasty in high congenital dislocation of the hip. The Journal of arthroplasty 2002;17:41-8.
66. Yazıcıoğlu Ö. Yüksekte kalça çıkığında artroplasti. 22 Akif Şakir Şakar Günleri. İstanbul; 2003. p. 71-82.
67. Koulouvaris P, Stafylas K, Sculco T, Xenakis T. Distal femoral shortening in total hip arthroplasty for complex primary hip reconstruction. A new surgical technique. The Journal of arthroplasty 2008;23:992-8.
68. Eskelinen A, Remes V, Ylinen P, Helenius I, Tallroth K, Paavilainen T. Cementless total hip arthroplasty in patients with severely dysplastic hips and a previous Schanz osteotomy of the femur: techniques, pitfalls, and long-term outcome. Acta orthopaedica 2009;80:263-9.
69. Togrul E, Ozkan C, Kalaci A, Gulsen M. A new technique of subtrochanteric shortening in total hip replacement for Crowe type 3 to 4 dysplasia of the hip. The Journal of arthroplasty 2010;25:465-70.
70. Wedge JH, Wasylenko MJ. The natural history of congenital dislocation of the hip: a critical review. Clinical orthopaedics and related research 1978:154-62.
71. Herring JA, editor. Tachdjian's Pediatric Orthopaedics from The Texas Scottish Rite Hospitol for Children. 4 ed. Philadelphia: W.B. Sounders; 2008.
72. Lovell WWW, R. B.; Morrissy, R. T.; Weinstein, S. L., editor. Lovell and Winter's pediatric orthopaedicsPhiladelphia: Lippincott Williams & Wilkins,; 2001.
73. Weinstein SL. Natural history of congenital hip dislocation (CDH) and hip dysplasia. Clinical orthopaedics and related research 1987:62-76.
74. Wasielewski RC. The Hip. In: Callaghan JJR, A. G.; Rubash, H. E., editor. The adult hip. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers,; 1998.
75. Moore KL. Lower Limb. In: Moore KL, editor. Clinically Oriented Anatomy. Baltimore; 1992. p. 373-427.
76. Genda E, Iwasaki N, Li G, MacWilliams BA, Barrance PJ, Chao EY. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing--effect of gender and anatomic parameters. Journal of biomechanics 2001;34:895-905.
77. Hurwitz DEaA, T. P. Biomechanics of the hip. In: Rubash HEC, J. J.; and Rosenberg, A. G., editor. The adult hip. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers; 1998. p. 75-87.
78. 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;34:859-71.
79. Günel U. Kalça eklem biyomekaniği. In: Ege R, editor. Kalça cerrahisi ve sorunları. Ankara: Türk Hava Kurumu Basımevi; 1994. p. 53-63.
80. Pauwels F, editor. Biomechanics of the normal and diseased hip: theoretical foundation, technique, and results of treatment: an atlas.Berlin: Springer-Verlag; 1976.
81. Yalçın S, Özaras N. editor. Yürüme Analiziİstanbul; 2001.
82. Davy DT, Kotzar GM, Brown RH, Heiple KG, Goldberg VM, Heiple KG, Jr., et al. Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1988;70:45-50.

83. Delp SL, Maloney W. Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. Journal of biomechanics 1993;26:485-99.
84. Delp SL, Wixson RL, Komattu AV, Kocmond JH. How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles. Clinical orthopaedics and related research 1996:137-46.
85. Kakushima M, Miyamoto K, Shimizu K. The effect of leg length discrepancy on spinal motion during gait: three-dimensional analysis in healthy volunteers. Spine 2003;28:2472-6.
86. Klisic PJ. Congenital dislocation of the hip--a misleading term: brief report. The Journal of bone and joint surgery British volume 1989;71:136.
87. Idleberger K. The Genetic Pathology of So-called CDH.Munich: Urban & Schwarzenberg; 1951.
88. Andren L. Pelvic instability in newbornswith special reference to congenital dislocation of the hip and hormonal factors: A roentgenologic study. Acta Radiol 1962;1.
89. Jensen BA, Reimann I, Fredensborg N. Collagen type III predominance in newborns with congenital dislocation of the hip. Acta orthopaedica Scandinavica 1986;57:362-5.
90. Wynne-Davies R. Acetabular dysplasia and familial joint laxity: two etiological factors in congenital dislocation of the hip. A review of 589 patients and their families. The Journal of bone and joint surgery British volume 1970;52:704-16.
91. Suzuki S, Yamamuro T. Correlation of fetal posture and congenital dislocation of the hip. Acta orthopaedica Scandinavica 1986;57:81-4.
92. Coleman SS. Congenital dysplasia of the hip in the Navajo infant. Clinical orthopaedics and related research 1968;56:179-93.
93. Weinstein SL. Congenital hip dislocation. Long-range problems, residual signs, and symptoms after successful treatment. Clinical orthopaedics and related research 1992;281:69-74.
94. Paavilainen T. Total hip replacement for developmental dysplasia of the hip. Acta orthopaedica Scandinavica 1997;68:77-84.
95. Sugano N, Noble PC, Kamaric E, Salama JK, Ochi T, Tullos HS. The morphology of the femur in developmental dysplasia of the hip. The Journal of bone and joint surgery British volume 1998;80:711-9.
96. Yazıcıoğlu Ö, Kılıçoğlu Ö. editor. Doğuştan kalça çıkığının tedavisinde total kalça artroplastisi. 1 ed. İstanbul: Ekin Yayıncılık; 2009.
97. D'Antonio J, McCarthy JC, Bargar WL, Borden LS, Cappelo WN, Collis DK, et al. Classification of femoral abnormalities in total hip arthroplasty. Clinical orthopaedics and related research 1993:133-9.
98. Romano CL, Frigo C, Randelli G, Pedotti A. Analysis of the gait of adults who had residua of congenital dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg Am 1996;78:1468-79.
99. Eggli S, Hankemayer S, Muller ME. Nerve palsy after leg lengthening in total replacement arthroplasty for developmental dysplasia of the hip. The Journal of bone and joint surgery British volume 1999;81:843-5.
100. Mendes DG. Total hip arthroplasty in congenital dislocated hips. Clinical orthopaedics and related research 1981:163-79.
101. Sanchez-Sotelo J, Trousdale RT, Berry DJ, Cabanela ME. Surgical treatment of developmental dysplasia of the hip in adults: I. Nonarthroplasty options. The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons 2002;10:321-33.
102. Kandemir U, Yazici M, Alpaslan AM, Surat A. Morphology of the knee in adult patients with neglected developmental dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg Am 2002;84-A:2249-57.

103. Karachalios T, Hartofilakidis G. Congenital hip disease in adults: terminology, classification, pre-operative planning and management. The Journal of bone and joint surgery British volume 2010;92:914-21.
104. Eftekhar NS. Total hip arthroplastySt. Louis: Mosby; 1993.
105. Milch H. The "pelvic support" osteotomy. Clin Orthop, 1989;249:4-11.
106. Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D. Biomechanics of malalignment. The Orthopedic clinics of North America 1994;25:379-86.
107. Gülşen M. Deformite düzeltilmesi prensipleri. In: Çakmak M, editor. İlizarov Cerrahisi ve Prensipleri. İstanbul: Doruk Grafik; 1999. p. 145-66.
108. Green SA, Harris NL, Wall DM, Ishkanian J, Marinow H. The Rancho mounting technique for the Ilizarov method. A preliminary report. Clinical orthopaedics and related research 1992:104-16.
109. Green SA. The Ilizarov method: Rancho technique. The Orthopedic clinics of North America 1991;22:677-88.
110. Manzotti A, Rovetta L, Pullen C, Catagni MA. Treatment of the late sequelae of septic arthritis of the hip. Clinical orthopaedics and related research 2003:203-12.
111. Inan M, Bomar JD, Kucukkaya M, Harma A. [A comparison between the use of a monolateral external fixator and the Ilizarov technique for pelvic support osteotomies]. Acta Orthop Traumatol Turc 2004;38:252-60.
112. Şar C, Kokino MJ, Aydınok H, Aşık M. Erişkinde yüksekte doğuştan kalça çıkığı tedavisinde Schanz osteotomisi ve sonuçları. Acta Orthop Traum Turc 1991;25:141-5.
113. Kocaoglu M, Eralp L, Sen C, Dincyurek H. The Ilizarov hip reconstruction osteotomy for hip dislocation: outcome after 4-7 years in 14 young patients. Acta orthopaedica Scandinavica 2002;73:432-8.
114. Kocaoğlu M, Eralp L, Şen C, Bilen FE. Yüksekte kalça çıkığı tedavisinde Ġlizarov kalça rekonstrüksiyon osteotomisinin erken sonuçları. Acta Orthop Traum Turc 2000;34:432-8.
115. Hartofilakidis G, Stamos K, Karachalios T, Ioannidis TT, Zacharakis N. Congenital hip disease in adults. Classification of acetabular deficiencies and operative treatment with acetabuloplasty combined with total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1996;78:683-92.
116. Yoder SA, Brand RA, Pedersen DR, O'Gorman TW. Total hip acetabular component position affects component loosening rates. Clinical orthopaedics and related research 1988:79-87.
117. Stans AA, Pagnano MW, Shaughnessy WJ, Hanssen AD. Results of total hip arthroplasty for Crowe Type III developmental hip dysplasia. Clinical orthopaedics and related research 1998:149-57.
118. Pagnano W, Hanssen AD, Lewallen DG, Shaughnessy WJ. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am 1996;78:1004-14.
119. Linde F, Jensen J. Socket loosening in arthroplasty for congenital dislocation of the hip. Acta orthopaedica Scandinavica 1988;59:254-7.
120. Mulroy RD, Jr., Harris WH. The effect of improved cementing techniques on component loosening in total hip replacement. An 11-year radiographic review. The Journal of bone and joint surgery British volume 1990;72:757-60.
121. Hartofilakidis G, Georgiades G, Babis GC, Yiannakopoulos CK. Evaluation of two surgical techniques for acetabular reconstruction in total hip replacement for congenital hip disease: results after a minimum ten-year follow-up. The Journal of bone and joint surgery British volume 2008;90:724-30.

122. Malizos KN, Bargiotas K, Papatheodorou L, Hantes M, Karachalios T. Survivorship of monoblock trabecular metal cups in primary THA : midterm results. Clinical orthopaedics and related research 2008;466:159-66.
123. Sugano N, Nishii T, Miki H, Yoshikawa H, Sato Y, Tamura S. Mid-term results of cementless total hip replacement using a ceramic-on-ceramic bearing with and without computer navigation. The Journal of bone and joint surgery British volume 2007;89:455-60.
124. Xenakis TA, Gelalis ID, Koukoubis TD, Soucacos PN, Vartziotis K, Kontoyiannis D, et al. Neglected congenital dislocation of the hip. Role of computed tomography and computer-aided design for total hip arthroplasty. The Journal of arthroplasty 1996;11:893-8.
125. Biant LC, Bruce WJ, Assini JB, Walker PM, Walsh WR. The anatomically difficult primary total hip replacement: medium- to long-term results using a cementless odular stem. The Journal of bone and joint surgery British volume 2008;90:430-5.
126. Tanzer M, Chan S, Brooks CE, Bobyn JD. Primary cementless total hip arthroplasty using a modular femoral component: a minimum 6-year follow-up. The Journal of arthroplasty 2001;16:64-70.
127. Takao M, Ohzono K, Nishii T, Miki H, Nakamura N, Sugano N. Cementless modular total hip arthroplasty with subtrochanteric shortening osteotomy for hips with developmental dysplasia. J Bone Joint Surg Am 2011;93:548-55.
128. Hartofilakidis G, Stamos K, Karachalios T. Treatment of high dislocation of the hip in adults with total hip arthroplasty. Operative technique and long-term clinical results. J Bone Joint Surg Am 1998;80:510-7.
129. Reikeraas O, Lereim P, Gabor I, Gunderson R, Bjerkreim I. Femoral shortening in total arthroplasty for completely dislocated hips: 3-7 year results in 25 cases. Acta orthopaedica Scandinavica 1996;67:33-6.
130. Sanchez-Sotelo J, Berry DJ, Trousdale RT, Cabanela ME. Surgical treatment of developmental dysplasia of the hip in adults: II. Arthroplasty options. The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons 2002;10:334-44.
131. Chareancholvanich K, Becker DA, Gustilo RB. Treatment of congenital dislocated hip by arthroplasty with femoral shortening. Clinical orthopaedics and related research 1999:127-35.
132. Park MS, Kim KH, Jeong WC. Transverse subtrochanteric shortening osteotomy in primary total hip arthroplasty for patients with severe hip developmental dysplasia. The Journal of arthroplasty 2007;22:1031-6.
133. Şensoy V. Yüksekte kalça çıkıklarında femoral basamaklı osteotomi ile uygulanan total kalça protezleri ve sonuçları. Ortopedi ve Travmatoloji. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2009.
134. Baysal G. Damar duvarındaki ön birim şekil değiştirmelerin optik yöntemler kullanılarak incelenmesi. Fen Bilimleri Enstitüsü. İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi; 2011.
135. Krych AJ, Howard JL, Trousdale RT, Cabanela ME, Berry DJ. Total hip arthroplasty with shortening subtrochanteric osteotomy in Crowe type-IV developmental dysplasia: surgical technique. J Bone Joint Surg Am 2010;92 Suppl 1 Pt 2:176-87.
136. Lim LA, Carmichael SW, Cabanela ME. Biomechanics of total hip arthroplasty. The Anatomical record 1999;257:110-6.
137. Bell CG. A finite element and experimental investigation of the femoral component mechanics in a total hip arthroplasty. Mechanical Engineering. Australia: Queensland University of Technology; 2005.
138. Heiner ADB, T.D. Structural Properties of Improved Re-Design of Composite Replicate Femurs and Tibias. Transactions 29th Society for Biomaterials. Reno, NV; 2003. p. 702.

139. Papini M, Zdero R, Schemitsch EH, Zalzal P. The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs. Journal of biomechanical engineering 2007;129:12-9.
140. Hartofilakidis G, Babis GC. Congenital disease of the hip. Clinical orthopaedics and related research 2009;467:578-9; discussion 80-1.
141. Akiyama H, Kawanabe K, Yamamoto K, Kuroda Y, So K, Goto K, et al. Cemented total hip arthroplasty with subtrochanteric femoral shortening transverse osteotomy for severely dislocated hips: outcome with a 3- to 10-year follow-up period. Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association 2011;16:270-7.
142. Charity JA, Tsiridis E, Sheeraz A, Howell JR, Hubble MJ, Timperley AJ, et al. Treatment of Crowe IV high hip dysplasia with total hip replacement using the Exeter stem and shortening derotational subtrochanteric osteotomy. The Journal of bone and joint surgery British volume 2011;93:34-8.
143. Kawai T, Tanaka C, Ikenaga M, Kanoe H. Cemented total hip arthroplasty with transverse subtrochanteric shortening osteotomy for Crowe group IV dislocated hip. The Journal of arthroplasty 2011;26:229-35.
144. Howie CR, Ohly NE, Miller B. Cemented total hip arthroplasty with subtrochanteric osteotomy in dysplastic hips. Clinical orthopaedics and related research 2010;468:3240-7.
145. Dallari D, Pignatti G, Stagni C, Giavaresi G, Del Piccolo N, Rani N, et al. Total hip arthroplasty with shortening osteotomy in congenital major hip dislocation sequelae. Orthopedics 2011;34:e328-33.
146. Onodera S, Majima T, Ito H, Matsuno T, Kishimoto T, Minami A. Cementless total hip arthroplasty using the modular S-ROM prosthesis combined with corrective proximal femoral osteotomy. The Journal of arthroplasty 2006;21:664-9.
147. Ogawa H, Ito Y, Shinozaki M, Matsumoto K, Shimizu K. Subtrochanteric transverse shortening osteotomy in cementless total hip arthroplasty achieved using a modular stem. Orthopedics 2011;34:170.
148. Yalcin N, Kilicarslan K, Karatas F, Mutlu T, Yildirim H. Cementless total hip arthroplasty with subtrochanteric transverse shortening osteotomy for severely dysplastic or dislocated hips. Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy 2010;20:87-93.
149. Cascio BM, Thomas KA, Wilson SC. A mechanical comparison and review of transverse, step-cut, and sigmoid osteotomies. Clinical orthopaedics and related research 2003:296-304.
150. Bruce WJ, Rizkallah SM, Kwon YM, Goldberg JA, Walsh WR. A new technique of subtrochanteric shortening in total hip arthroplasty: surgical technique and results of 9 cases. The Journal of arthroplasty 2000;15:617-26.
151. Erdemli B, Yilmaz C, Atalar H, Guzel B, Cetin I. Total hip arthroplasty in developmental high dislocation of the hip. The Journal of arthroplasty 2005;20:1021-8.
152. Eskelinen A, Helenius I, Remes V, Ylinen P, Tallroth K, Paavilainen T. Cementless total hip arthroplasty in patients with high congenital hip dislocation. J Bone Joint Surg Am 2006;88:80-91.
153. Kim YH, Seo HS, Kim JS. Outcomes after THA in patients with high hip dislocation after childhood sepsis. Clinical orthopaedics and related research 2009;467:2371-8.
154. Van Boerum DH, Randall RL, Mohr RA, Conrad EU, Bachus KN. Rotational stability of a modified step-cut for use in intercalary allografts. J Bone Joint Surg Am 2003;85-A:1073-8.
155. Dallari D, Fini M, Carubbi C, Giavaresi G, Rani N, Del Piccolo N, et al. Total hip arthroplasty after excision arthroplasty: indications and limits. Hip international : the journal of clinical and experimental research on hip pathology and therapy 2011;21:436-40.

156. Makita H, Inaba Y, Hirakawa K, Saito T. Results on total hip arthroplasties with femoral shortening for Crowe's group IV dislocated hips. The Journal of arthroplasty 2007;22:32-8.
157. Reikeras O, Haaland JE, Lereim P, Femoral shortening in total hip arthroplasty for high developmental dysplasia of the hip. Clin Orthop Relat Res. 2010; 468(7):1949-55