

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

**Total Kalça Artroplastisi Sonrası Gelişen Vancouver Tip B1 Periprostetik Femur
Kırıklarında Tespit Yöntemlerinin Karşılaştırılması**
(Biyomekanik Çalışma)

(UZMANLIK TEZİ)

Dr. Kerim SARIYILMAZ

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Önder YAZICIOĞLU

İSTANBUL

2012

ÖNSÖZ ve TEŞEKKÜR

Klinik ortopedi uygulamasında en sık uygulanan erişkin rekonstruksiyon yöntemlerinden biri olan total kalça artroplastisi beraberinde protez çevresi kırık komplikasyon riskini taşımaktadır. Literatürde bu komplikasyon tedavisi ile ilgili birçok alternatif önerilse de hangi yöntemin daha uygun olduğu konusunda fikir birliği oluşmamıştır. Kliniğimizde protez çevresi femur kırıklarında sıklıkla uygulanan plak vida ve medial strut allogreft tespitinin daha önce biyomekanik olarak test edilmemiş olması, benim bu yöntemi tez konusu olarak seçmeme teşvik etti.

Tez çalışmamda öncelikle protez çevresi kırıklar ile ilgili genel bilgiler vermeye çalıştım. Daha sonra ise 3 farklı tespit yöntemini biyomekanik olarak karşılaştıran çalışmadan bahsettim.

Ortopedi ve travmatoloji uzmanlık eğitimine başladığım günden bugüne kadar, mesleki bilgi ve becerimin gelişmesine katkıda bulunan değerli hocalarıma, bu süre içerisinde birer kardeş gibi yaşadığım değerli asistan arkadaşlarıma, anabilim dalımızın tüm hemşire ve personeline, anabilim dalı başkanımız değerli hocam Prof. Dr. Önder Yazıcıoğlu' nun şahsında ayrı ayrı teşekkür ederim.

Mesleki bilgisi ve tecrübesinin yanı sıra kişiliği ve insan ilişkileri yönünden de her zaman kendisini örnek aldığım, içinde bulunduğumuz sıkıntılı dönemlerde bile kliniğimizi her zaman en iyi şekilde idare eden çok değerli tez danışman hocam Prof. Dr. Önder Yazıcıoğlu' na sonsuz teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim boyunca sevgi ve yardımlarını esirgemeyen, her türlü sıkıntılara koşan sevgili ağabeylerim; Doç. Dr. Önder Kılıçoğlu'na ve Doç. Dr. Ata Can Atalar'a teşekkürlerimi sunarım.

Eğitim dönemim boyunca kendisinden çok şey öğrendiğim, başımın sıkıştığı her durumda yardımını esirgemeyen, beni hiçbir zaman geri çevirmeyen ve cerrahi yeteneğine hayran olduğum, tez çalışmamda bana her türlü desteği sağlayan değerli ağabeyim Op. Dr. Fatih Dikici' ye teşekkürü borç bilirim.

Mekanik deneylerin planlanması ve yapılışı konusunda tezime katkıda bulunan İ.T.Ü. Makine Mühendisliği Bölümü Öğretim Görevlisi Dr. Ergün Bozdağ, Öğretim Görevlisi Dr. Emin Sünbuloğlu, araştırma görevlisi Meral Tuna, Buğra Bekler ve Burcu Hasdemir'e teşekkür ederim.

Tezimin istatistiksel analizinde bana yardımcı olan, kendisini hep örnek aldığım sevgili ağabeyim Uz. Dr. Yaşar Çalışkan'a teşekkürlerimi sunarım.

Tez projesi için maddi destek sağlayan İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Birimi'ne ve testlerde kullanılan setlerin temininde yardımcı oldukları için Synthes Türkiye, Ortovizyon ve Tasarım firmalarına teşekkür ederim.

Hayatım boyunca bana her türlü desteği ve güveni veren aileme, beni her zaman mutlu eden, yanımda olan ve hiçbir desteğini esirgemeyen sevgili eşim İpek'e...

Dr. Kerim Sarıyılmaz

İstanbul, 2012

İÇİNDEKİLER

SAYFA NO

Tablolar, Şekiller, Grafikler Dizini.....III

BÖLÜM I

ÖZET.....VII

ABSTRACT.....VIII

BÖLÜM II

I.GİRİŞ.....1

I.A. ARAŞTIRMANIN KONUSU.....1

I.B. ARAŞTIRMANIN AMACI.....2

I.C. HİPOTEZ.....2

II. GENEL BİLGİLER.....3

II.A. EPİDEMİYOLOJİ.....3

II.B. ETYOLOJİ.....3

II.C. KORUNMA YÖNTEMLERİ.....6

II.D. SINIFLAMA.....9

II.D.1. Ameliyat Sırasında Oluşan Kırıklar.....9

II.D.2. Ameliyat Sonrası Oluşan Protez Çevresi Kırıklar.....10

II.E. TEDAVİ.....12

II.E.1. Ameliyat Sırasında Oluşan Kırıkların Tedavisi.....13

II.E.1.a. Tip A kırıklar.....13

II.E.1.b. Tip B kırıklar.....14

II.E.1.c. Tip C kırıklar.....14

II.E.2. Ameliyat Sonrası Erken Dönemde Tanı Konulan Kırıklar.....15

II.E.3. Ameliyat Sonrasında Oluşan Kırıkların Tedavisi.....	15
II.E.3.a. Konservatif Tedavi.....	15
II.E.3.b. Cerrahi Tedavi.....	15
II.E.3.b.(1) Serklaj teli- Kablo.....	16
II.E.3.b.(2) Plak vida.....	17
II.E.3.b.(3) Kemik Greftleri.....	19
II.E.3.b.(3.1) Ototreftler.....	19
II.E.3.b.(3.2) Allogreftler.....	20
II.E.3.b.(3.3) İmpaksiyon Greftleme.....	22
II.E.3.b.(3.4) Proksimal Femoral Değişirme.....	22
II.E.3.b.(4) Revizyon Kalça Artroplastisi.....	23
II.F. REHABİLİTASYON.....	24
BÖLÜM III	
III. GEREÇ ve YÖNTEM.....	26
III.A. TESTLERDE KULLANILAN MALZEMELER.....	26
III.B. MODELLERİN HAZIRLANMASI.....	30
III.B.1. GRUP I'İN HAZIRLANMASI.....	32
III.B.2. GRUP II'NİN HAZIRLANMASI.....	33
III.B.3. GRUP III'ÜN HAZIRLANMASI.....	34
III.C. MEKANİK TESTLERİN YAPILIŞI.....	36
III.C.1. Siklik Rotasyon Yüklenme Testi.....	36
III.C.2. Siklik Aksiyel Yüklenme ve Aksiyel Yetersizlik Testi.....	38
III.D. VERİLERİN TOPLANMASI.....	40
III.E. İSTATİSTİKSEL ANALİZ.....	44

BÖLÜM IV

IV. SONUÇLAR.....45

IV.A. ROTASYONEL TESTLERİN SONUÇLARI.....45

IV.B. BASMA TESTLERİNİN SONUÇLARI.....51

BÖLÜM V

V. TARTIŞMA.....61

BÖLÜM VI

VI. SONUÇ ve ÖNERİLER.....71

BÖLÜM VII

VII. YARARLANILAN KAYNAKLAR.....72

Tablolar, Şekiller, Grafikler Dizini

Resim 1: Vancouver Tip AL kırık (İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi) (sayfa 10)

Resim 2: Vancouver Tip B1 kırık (İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi) (sayfa 11)

Resim 3: Vancouver Tip B2 kırık (İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi) (sayfa 11)

Resim 4: Vancouver Tip B3 kırık (İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi) (sayfa 11)

Resim 5: Vancouver Tip C kırık (İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi) (sayfa 12)

Resim 6: Vancouver Tip AL kırığın kablo ile tespiti (İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi) (sayfa 16)

Resim 7: Dall- Miles plağı ile tespit edilmiş Vancouver Tip B1 kırık (İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi) (sayfa 18)

Resim 8: Kilitli plak kullanılarak minimal invaziv teknik ile tespit edilen Vancouver Tip C kırık (İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi) (sayfa 19)

Resim 9: Dall-Miles plak ile kombine edilmiş medial kortikal strut allogreft (İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi) (sayfa 21)

Resim 10: Revizyon protezi ve kortikal strut allogreft ile tedavi edilen Vancouver Tip B3 kırık olgusu (İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi) (sayfa 3)

Resim 11: Kompozit test materyalinin görünümü (Sawbones 3406) (sayfa 26)

Resim 12: Dördüncü kuşak sentetik kemiğin anatomik özellikleri (sayfa 26)

Resim 13: Synergy size 16 (sayfa 28)

Resim 14: **A)** 4.5 mm, titanyum, LCP plak (Synthes, Paoli, PA, ABD) **B)** 5 mm titanyum, kilitli, kortikal vida (Synthes, Paoli, PA, ABD) **C)** Titanyum kablo tutucu (Synthes, Paoli, PA, ABD) (sayfa 29)

Resim 15: 1.7 mm paslanmaz çelik kablo tutucu ve kablo sıkıştırıcı (TasarımMed® LTD. ŞTİ) (sayfa 29)

Resim 16: **A)** Boyun osteotomisi yapılırken **B)** Boyun osteotomisi sonrası kemiğin görünümü(sayfa 30)

Resim 17: A) Femur kondilinden birbirine 90° olacak şekilde K tellerinin görünümü

B) Kemik distalinin PVC boru içinde polyester macunla dondurulmuş görünümü

Resim 18: A) Modellerin, içlerine polyester macun doldurulmuş PVC borulara anatomik akslarına dik olarak gömülebilmesi için üretilen gömmatik, **B)** Modelin polyester macun içerisine gömmatik kullanılarak gömülme işlemi. (sayfa 31)

Resim 19: Grup I'ın hazırlanışı ve radyolojik görünümü (sayfa 32)

Resim 20: 4. kuşak sentetik femurlardan elde edilen 2.5 cm x 15 cm boyutlarındaki strut allogreftler (sayfa 33)

Resim 21: Grup II' nin hazırlanışı ve radyolojik görünümü (sayfa 33)

Resim 22: Grup III' ün hazırlanışı ve radyolojik görünümü (sayfa 34)

Resim 23: MTS 858 Mini Bionix II universal test cihazı ve 3D DIC sistemi (2 kamera optik şekil değişimi ölçüm sistemi) (sayfa 35)

Resim 24: Femoral stemi test cihazına bağlayan ara parça (sayfa 36)

Resim 25: Ara parça ile modelin test cihazına bağlanmış görüntüsü (sayfa 36)

Resim 26: Modelleri test cihazının alt ucuna tespit etmek için hazırlanan plaka (sayfa 37)

Resim 27: Grupların rotasyon testi yapılırken test cihazı içindeki görüntüleri (sayfa 37)

Resim 28: Özel hazırlanmış plaka ile 15° valgusta ve +0 CoCr baş ile aksiyel yükleme (sayfa 38)

Resim 29: Grupların aksiyel yüklenme testi yapılırken test cihazı içindeki görüntüleri (sayfa 39)

Resim 30: 3-boyutlu dijital imaj korelasyon sistemi (sayfa 42)

Resim 31: İki kamera stereo optik sisteminde kalibrasyon işlemi ve grup III'teki modelin kontrast paternli test halindeki görüntüsü

Resim 32: Grup I' deki modellerde yetersizlik oluşumu (sayfa 59)

Resim 33: Grup II' deki modellerde yetersizlik oluşumu (sayfa 59)

Resim 34: Grup III' deki 1.2.3 ve 4. modellerde yetersizlik oluşumu (sayfa 60)

Tablo 1: Ameliyatta ve ameliyat sonrası oluşan protez çevresi kırıklarda risk faktörleri (sayfa 4)

Tablo 2: Ameliyat esnasında oluşan kırıkların en sık sebepleri (sayfa 6)

Tablo 3: Ameliyat Sırasında Oluşan Protez Çevresi Kırıklar – Vancouver Sınıflaması (sayfa 9)

Tablo 4: Ameliyat Sonrası Oluşan Protez Çevresi Kırıklar Vancouver Sınıflaması (sayfa 10)

Tablo 5: Kortikal onlay allogreflerin olumlu ve olumsuz yanları (sayfa 20)

Tablo 6: 4. kuşak kompozit kemiğin mekanik özellikleri (sayfa 27)

Tablo 7: Torsiyon testleri sonuçları (sayfa 50)

Tablo 8: Aksiyel yüklenme ve yetersizlik testleri sonuçları (sayfa 58)

Grafik 1: Grup 2' deki 5. modelin torsiyonel yüklenmeler sırasındaki başlangıç ve son sertliklerinin hesaplanmasında kullanılan tork- açılma grafikleri (sayfa 40)

Grafik 2: Grup 2' deki 2. modelin aksiyel yüklenmeler sırasındaki başlangıç ve son sertliklerinin hesaplanmasında kullanılan yük- deplasman grafikleri (sayfa 41)

Grafik 3: Grup 2 deki 2. modelin aksiyel siklik yüklenmeler sonrasındaki yetersizlik yüklenmesinin grafiği (sayfa 41)

Grafik 4: 3-boyutlu görüntü analizi sistemi ile elde edilen hareket analizlerinin grafiği. A- Yatay yönde hareket (x), B-Düşey yönde hareket (y) C-Ön-arka yönde (z) hareket. (sayfa 44)

Grafik 5: Grupların torsiyonel başlangıç sertliklerinin karşılaştırılması (sayfa 45)

Grafik 6: Grupların torsiyonel son sertliklerinin karşılaştırılması (sayfa 46)

Grafik 7: Grupları siklik torsiyon testi x eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması (sayfa 47)

Grafik 8: Grupları siklik torsiyon testi y eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması (sayfa 48)

Grafik 9: Grupların siklik torsiyon testi z eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması (sayfa 49)

Grafik 10: Grupların aksiyel yüklenme başlangıç sertliklerinin karşılaştırılması (sayfa 51)

Grafik 11: Grupların aksiyel yüklenme sonundaki sertliklerinin karşılaştırılması (sayfa 52)

Grafik 12: Grupların aksiyel yetersizlik yüklenme değerlerinin karşılaştırılması (sayfa 53)

Grafik 13: Grupların aksiyel yetersizlik deplasman değerlerinin karşılaştırılması (sayfa 54)

Grafik 14: Grupları siklik aksiyel yüklenme testi x eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması (sayfa 55)

Grafik 15: Grupları siklik aksiyel yüklenme testi y eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması (sayfa 56)

Grafik 16: Grupları siklik aksiyel yüklenme testi z eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması (sayfa 57)

BÖLÜM I

ÖZET

Ortopedi alanında erişkinlerde uygulanan en sık rekonstrüksiyon yöntemi olan total kalça artroplastisi beraberinde birtakım komplikasyonlar da getirmektedir. Total kalça artroplastisinin(TKA) yapıldığı ilk yıllarda ender olarak karşılaşılan kırık komplikasyonu , protezlerin genç yaşta ve aktif hastalarda kullanımının artması ve motorlu taşıtlara bağlı kazaların artması nedeniyle ilerleyen yıllarda sayıca fazla görülmeye başlanmıştır. Ülkemizde de artroplastinin hasta ve cerrah açısından kimi zaman ağır olabilen bu komplikasyonu ile giderek artan oranlarda karşılaşılmaktadır. İlk zamanlarda daha konservatif ve minimal cerrahi işlemlerle tedavi edilmeye çalışılan bu kırıklarda son yıllarda geniş allogreftlerin kullanıldığı büyük cerrahi rekonstrüksiyonlar yapılmaktadır. Ancak kullanılan strut allogreft pozisyonunun erken dönemde mekanik olarak tespit yöntemlerine ne derecede olumlu katkı sağladığı bilinmemektedir.

Bu çalışmanın amacı periprostetik femur kırıklarında femur medialinde kullanılan strut allogreftlerin erken dönemde mekanik katkılarının sentetik kemikler üzerinde biyomekanik olarak ölçülmesi esasına dayanır. Çalışmanın mekanik kısmı İstanbul Teknik Üniversitesi(İTÜ) Makine Mühendisliği Bölümü Biyomekanik Laboratuvarı'nda yapıldı. Üç grup halinde beşer sentetik femur kemiğine femoral komponent yerleştirildikten sonra protez çevresi femur korteksinde deneysel kırık modeli oluşturulup, birinci grup sadece kilitli plak vida ve kablo ile, ikinci grup kilitli plak vida, kablo ve medial strut greft ile, üçüncü grup kilitli plak vida, kablo ve anterior strut greft ile tespit edildi. Sonrasında hazırlanmış olan örnekler biyomekanik laboratuvarında aksiyel ve rotasyonel yüklenmelerine tabi tutuldu ve grupların sertlikleri ve kırık hattındaki deplasmanları karşılaştırıldı. Daha önce yapılmış çalışmalar klinik kullanımda strut greftlerin daha iyi kaynama ve kemik stoğu oluşturduğunu ortaya koymaktadır ancak medial strut greft pozisyonunun erken dönem mekanik etkisini kantitatif olarak ölçebilen bir çalışma yapılmamıştır. Çalışmamızda mediale yerleştirilen strut allogretin stabiliteyi önemli derecede arttırdığını gösterdik. Bu çalışma ile bu konudaki eksikliğe ışık tutulacağı düşünülmektedir.

ABSTRACT

Even though total hip arthroplasty is the most common adult reconstructive method in orthopedics it has certain complications. In the early years of total hip arthroplasty, fracture complication was rarely seen. With the increased usage of the prosthesis in younger age and active patients combined with the increased motor vehicle dependent accidents, the number of fracture complication started to be seen more often around the world and in Turkey as well. Initially these complications were treated conservatively and by minimal surgery but in recent years these are treated by big surgical reconstructions with using massive allografts. On the other hand positive mechanical effect of strut allograft localization on construction is unknown.

The aim of this study is to determine the early mechanical effects of medial strut allografts on periprosthetic femoral fractures using synthetic bones. Mechanical part of this study was performed in ITU Faculty of Mechanical Engineering, Biomechanical Laboratory. Three groups were formed and each group consist of five synthetic femurs and experimental periprosthetic femoral fracture was formed on each femur. Subsequently first group was fixed with locked plate-screw and cable, second group was fixed with locked plate-screw, cable and medial strut allograft, and the third group was fixed with with locked plate-screw, cable and anterior strut allograft. Later the samples were exposed to axial and rotational forces to determine the stiffness and fracture side displacement. Recent studies show that using the strut allografts make better osteosynthesis and develop better bone stock but there is no study about quantitative value of the early mechanical effects of medial strut allograft position. In our study, we showed that medial strut allograft increase the stability. We think that this project will enlighten the unknowns in this area.

BÖLÜM II

I. GİRİŞ

I.A. ARAŞTIRMANIN KONUSU

Artroplasti cerrahisinde amaç ağrısız, fonksiyonel ve hareketli bir eklem elde etmektir. Günümüzde en sık uygulanan eklem rekonstrüksiyon işlemlerinden biri olan total kalça artroplastisi, modern ortopedinin en önemli başarılarından biridir.⁶⁸ İlk dönemlerde ciddi kalça artrozu olan hastalar, cerrahi dışı yöntemlerle takip edilirken, ilerleyen yıllarda interpozisyonel artroplasti ve yüzey değiştirme prosedürleri ortaya çıktı. Ancak bu yöntemlerle alınan başarısız sonuçlar, hekimleri daha iyi sonuç veren yöntemler bulmaya yöneltti. Yirminci yüzyılın ikinci yarısında Sir John Charnley, total kalça artroplastisinin bugünkü anlamı ile uygulandığının temellerini attı.²² Teknolojideki gelişmeler kemik-malzeme uyumunu giderek arttırdı. Mekanik olarak daha uygun malzemelerin kullanılması ile kalça artroplastisi yapılan hastaların yaş ortalaması daha erkene çekildi. Sonuçta bu protezlerle yaşayan hasta sayısı giderek arttı. İnsanların ortalama yaşam süresi arttıkça proteze bağlı komplikasyon sayıları ve revizyon ihtiyaçlarında artış gözlemlendi. Bu komplikasyonlardan, tedavi yöntemleri üzerinde bazı görüş ayrılıklarının yaşandığı protez çevresi kırıklar güncel konular arasında yerini korumaya devam etti. İlk zamanlarda konservatif ve minimal cerrahi işlemlerle tedavi edilmeye çalışılan bu kırıklarda son yıllarda daha büyük cerrahi rekonstrüksiyonlar yapılmaya başlandı.

Son yıllarda TKA sonrası gelişen femur kırıklarının tespit yöntemi ile ilgili çalışmaların sayısı artmaktadır. Daha stabil tespit yöntemini bulabilmek için özellikle biyomekanik çalışmalar hız kazanmıştır. Serklaj telleri, kablolar, plak vida sistemleri, kemik greftleri, protez revizyonları ve bunların kombinasyonlarıyla oluşturulan tespit yöntemleri klinik, radyolojik, biyomekanik veya sonlu elemanlar yöntemi(finite element analysis) ile birçok çalışmada araştırılmıştır.

Periprostetik femur kırıklarında ekstramedüller destek sağlamak amacıyla kortikal allogreftler kullanılabilir. Bu teknik özellikle osteoporotik kemiklerde avantaj sağlamaktadır. Bu allogreftlerin, biyolojik plaklama yaptığı gibi bütünlüğü bozulmuş femurda kortikal dayanıklılığın sağlanmasında etkili oldukları bulunmuştur.⁴¹ Plak vida ile yapılan fiksasyonlarda vida deliklerinin neden olabileceği stres kırıkları allogreft uygulaması ile önlenmiş olur. Yapılan biyomekanik bir çalışmada kortikal allogreftlerin femura gelen

streslere Ogden plakları kadar dayanıklılık gösterdikleri bulunmuştur.⁹¹ Ancak literatürde kullanılan kortikal strut allogreftin pozisyonu ile ilgili bir biyomekanik çalışma bulunmamaktadır.

I.B. ARAŞTIRMANIN AMACI

Vancouver Tip B1 periprostetik kırıklar konusunda yapılan biyomekanik çalışmalarda lateral plak vida sistemine ek olarak kullanılan strut allogreftler femur anterioruna yerleştirildiği için çalışmamızda femur medialine yerleştirilen strut allogreftin biyomekanik özelliklerini karşılaştırmayı düşündük. Çalışmanın amacı Vancouver Tip B1 periprostetik femur kırıklarında plak-vida-kablo sistemine ek olarak femur medialine konulan strut grefti mekanik olarak test etmek ve klinik olarak uygulanabilirliğini değerlendirmektir.

I.C. HİPOTEZ

Alt ekstremitenin mekanik aksı femur medialinden geçtiğinden destek için kullanılacak strut allogreftin femur medialine yerleştirilmesi ile erken dönemde mekanik olarak daha stabil bir tespit sağlanmış olacaktır.

Tez çalışmasında önce total kalça artroplastisi sonrası gelişen kırıklar ile ilgili genel bilgiler yer alırken, sonrasında deneysel testler, ve olarak da sonuçların literatür eşliğinde tartışılması bulunmaktadır.

Tezin yazımında İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi tez yazım kılavuzu kuralları dikkate alınmıştır.

II. GENEL BİLGİLER

II.A. EPİDEMİYOLOJİ

Amerika Birleşik Devletleri'nde (ABD) her yıl yaklaşık 400.000 total kalça artroplastisi ameliyatı yapılmaktadır. Bozic ve arkadaşlarının yaptıkları araştırma 2009 yılında ABD'de yapılan 444.600 kalça artroplastisinin %60'ının primer TKA, %13'ünün revizyon TKA, %24'ünün hemiarthroplastisi ve %4'ünün yüzey değiştirme artroplastisi olduğunu göstermektedir.¹⁰

Toplumdaki yaşlı nüfusun giderek artması, kalça artroplastisinin aktif ve hareketli yaşam süren genç hastalara da uygulanıyor olması ve kalça protezli hastalarda aşınmaya bağlı geniş osteolizlerin gözlenmesiyle son yıllarda protez çevresi femur kırıklarıyla daha sık karşılaşmaktayız.

Periprostetik femoral kırıkların primer cerrahide görülme sıklığı sementsiz femoral stem kullanımlarında % 3-18 arasında görülürken, sementli femoral stem kullanımlarında yaklaşık % 1 oranında görülmektedir. Revizyon cerrahisinde ise intraoperatif periprostetik femoral kırık görülme insidansı, sementsiz vakalarda % 6,3 iken sement kullanılan vakalarda %17,6 olarak bildirilmiştir.¹³⁰

Ameliyat sonrası gelişen periprostetik femoral kırıklar primer cerrahiden sonra % 1, revizyon cerrahisinden sonra % 4 sıklıkta görülmektedir.¹³⁰

II.B. ETYOLOJİ

Protez çevresi femur kırıklarının oluş mekanizmasından sıklıkla düşme veya günlük yaşam aktivitesi gibi düşük enerjili travmalar sorumludur.¹⁰⁸ Bu kırıklara yol açan risk faktörlerinin genel özelliği normal fizyolojik güçlere karşı bu bölgenin kemik kalitesi ve mekanik direnciyle ilişkilidir. Etyolojide sistemik ve lokal risk faktörlerinden söz edilebilir ancak birçoğu bir arada da bulunabilir.^{32, 90} Tablo 1' de bu risk faktörleri belirtilmiştir.

AMELİYATTA VE AMELİYAT SONRASI OLUŞAN PROTEZ ÇEVRESİ

KIRIKLARDA RİSK FAKTÖRLERİ (Tablo 1)

Sistemik Faktörler

Osteopeni
Osteoporoz
Romatoid artrit
Osteomalazi
Paget hastalığı
Osteopetrosis
Osteogenesis imperfekta
Talasemi
Parkinson
Polio
Nöropatik artropati
Serebral palsi
Miyastenia gravis
Felç
Ataksi

Lokal Faktörler

Pres-fit,çimentosuz femoral protezler
Kompleks proksimal femoral deformiteler
Gelişimsel kalça displazisi
Malunion
Düzeltilici osteotomiler
Revizyon artroplastisi
İmmobilizasyon osteoporozu
Kemik stok kaybı
Uzun, büyük stemler
Osteolizis
Gevşemiş femoral stemler
Eski vida delikleri
Plak sonundaki kortikal stres
Lateral kortekste sap sürtünmesi
Korteksin delinmesi
Kemik greft impaksiyonu

Romatoid artritlilerde osteoartritlilere göre daha fazla risk bulunması osteopeni ile açıklanabilir.¹⁰⁷ Ciddi osteoporoz, ameliyat esnasında yüksek kırık riski taşımaktadır.⁷¹ Aynı risk kemik kırılabilirliğinin arttığı osteomalazi, Paget hastalığı, osteopetrozis ve osteogenezis imperfekta için de geçerlidir. Sıkışarak oturan (press-fit) çimentosuz protezlerde, hazırlanan kemik yuvaya oturmalarını sağlamak için harcanan güç, kırık riskini artırmaktadır

Revizyon cerrahisi, primer kalça cerrahisine göre çok daha fazla protez çevresi kırık riski taşımaktadır. Berry ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ameliyat sırasında olan kırıkları incelemişler ve primer kalça cerrahisi yapılan 23980 hastada 238 intraoperatif kırık (% 1) ve revizyon cerrahisi yapılan 6349 hastada 497 intraoperatif kırık (% 7,8) saptamışlardır.⁸ Bu kırıklar daha sık kalça disloke edilirken, çimento çıkarılırken veya çimentonun içi oyulurken meydana gelmektedir.

Egan ve Dicesare, zayıf kemik kalitesi bulunan femurlarda oyma işlemine çok dikkat edilmesi gerektiğini belirtmişler aksi takdirde femurda merkezi olmayan oyma işleminin ve kırık riskinin yüksek olduğunu vurgulamışlardır³⁹

Kortikal perforasyonlar protez çevresi femur kırıkları için büyük risk faktörlerindedir. İlk yayınlarda perforasyon oranlarının %0,4-4 arasında olduğu belirtilirken¹⁰¹ revizyon cerrahilerinde bu oran %18'lere kadar çıkmıştır.¹⁶ Kortikal yaralanmalar ve çatlaklardan sızan çimento artıkları bu bölgedeki kaynamayı engelleyerek zayıf kalan bölgeden kırık riski oluşturacaktır.

Son yıllarda popüler hale gelen minimal invaziv girişimlerin intraoperatif periprotetik kırık riskini arttırdığını gösteren çalışmalar yapılmıştır. Asayama ve arkadaşları uyguladıkları 102 primer TKA ameliyatında 10 cm' den küçük insizyon uygulanan hastalarda 2 protez çevresi kırık tespit etmişler ve standart insizyon ile yapılan artroplastilerde protez çevresi kırık görülmediğini bildirmişlerdir.⁵

Protezin aşınmasına bağlı debrisler ve bunun yol açtığı osteoliz gittikçe sık rastlanan ve ameliyat sonrası kırığa yol açan bir faktördür.^{71, 100} Ameliyat sonrası protez çevresi femur kırıklarında diğer bir önemli risk faktörü femoral komponentin gevşemesidir. Bethea ve arkadaşlarının çalışmasında %75 oranında femoral komponent gevşemesi sorumlu tutulmuştur.⁹

Tablo 2. Ameliyat esnasında oluşan kırıkların en sık sebepleri

•Primer cerrahide

Medüller kanal açılırken (reaming)

Medüller kanal raspanırken (broaching)

Kısaltma osteotomisi yapılırken (gelişimsel kalça displazisi gibi proksimal femurda deforme varlığında)

Protez çakılırken

•Revizyon cerrahisinde

Kalça ekleminin dislokasyonunda

İmplant çıkarılırken (protez, plak vida)

Kortekste pencere açarken

Çimento temizlenirken

Medüller kanal raspanırken

Deneme protezi test edilirken

II.C. KORUNMA YÖNTEMLERİ

Protez çevresi kırıklardan korunmanın en kolay yolu, her hasta için risk faktörlerinin bilinmesi ve cerrahinin her aşamasında dikkatli olunmasıdır. Alınacak önlemler ameliyat öncesi, ameliyat ve ameliyat sonrası olmak üzere üç dönemde incelenebilir.

Protez çevresi kırıkları önlemedeki en önemli nokta ameliyat öncesi planlamadır. Ameliyat esnasında kırık riski oluşturacak ilerlemiş hasta yaşı, osteopeni, çimentosuz protezler, revizyon cerrahisi, romatoid artrit, metabolik kemik hastalıkları, nöromüsküler hastalıklar, ciddi deformeiteler veya femura daha önceden artroplasti dışı cerrahi müdahalelerin yapılmış olması, olası protez çevresi kırıklara karşı birtakım önlemlerin alınmasını zorunlu

kılar. Hastadan alınan anamnez bilgileri ve hastadaki kemik stoğun belirlenmesi çok önemlidir.

Daha önce cerrahi girişim yapılmış bir hastada kalça çevresi yumuşak dokuların ve eski insizyon izinin muayenesi bize uygulayacağımız cerrahi yol hakkında farklı fikirler verebilecektir. Kemik kayıpları ya da deformitelerin yerini ve miktarını belirlemede gerekli radyolojik incelemeler yapılmalıdır. Şablonlama bir sonraki basamaktır. Bu noktada protezin tipine, uygulama biçimine, doğru uzunluk, çap ve geometrisine dikkat edilerek kemiğin tam doldurulması planlanmalıdır.^{18, 73} Ameliyata girerken uygun boy protezler ve cerrahi ekipmanın tam olması gerekmektedir.

Ameliyat esnasında dikkat edilmesi gereken birtakım noktalar da vardır. Cerrahi ekip hem femura hem de çevre yumuşak dokulara özenle yaklaşmalıdır. Yeterli cerrahi girişim kırıkları önlemede oldukça önemlidir. Özellikle revizyon cerrahisinde ameliyat bölgesinin geniş bir biçimde ortaya konması gerekmektedir. Böylece hem gerekli manipülasyonlar rahatlıkla yapılacak, hem de gözden kaçabilecek çatlaklara gereğinde müdahale edilebilecektir⁸⁵. Çimentolu revizyonlarda medüller kanalın daha iyi görülebilmesi ve çimentonun rahat temizlenebilmesi için trokanterik osteotomi yapılabilir.¹³⁸ Osteotomi yaparken yerinin iyi belirlenmesi, ayrılan parçanın beslenmesinin bozulmamasına dikkat edilmelidir.⁸⁵

Femurda plak bulunan vakalarda bu plak, kalça disloke edildikten sonra çıkarılmalıdır. Aksi takdirde, çıkarılan plak yerinde zayıf kalan femurdan kalça dislokasyonu esnasında kırık gelişebilecektir ¹³⁸ Protrüzyo, skar dokusu veya heterotofik ossifikasyon kalçanın çıkarılmasına engel olabilir. Yeterli insizyon ve yumuşak doku gevşetmeleri kalçanın çıkarılmasında torsiyonel güçleri azaltmada etkili olabilir.

Çimento temizliğinde güçlük çekildiğinde, kortikal penetrasyon riski de varsa femurda kontrollü osteotomi yapılabilir. Lateralden açılacak pencere yardımıyla çimento temizliği daha emin bir biçimde yapılır. Anterior femoral duvardan kontrollü olarak pencere açılması da tarif edilmiştir¹²² Temizlik bittikten sonra kortikal defektin distaline femur dış korteks çapının en az iki katı uzunlukta geçecek şekilde uzun saplı protez ile revizyon yapılır. Yapılan biyomekanik çalışmalar, kortikal defektin distaline kemik çapının iki katı olacak şekilde uzun saplı protezlerin yerleştirilmesinin ve kortikal defektlerin uzun kortikal kemik greftleriyle (strut greft) destek sağlanmasının kemiğin dayanma gücünü anlamlı oranda arttırdığını göstermiştir.^{30, 41, 79}

Raspalama esnasında özellikle osteopenik femurlarda yüksek kırık riski vardır. Böyle durumlarda femur, serklaj telleri ve kemik tutucular yardımıyla emniyete alınabilir. Yapılan bu koruyucu işlemlerin kırık oluşması için gerekecek kuvvetleri anlamlı derecede artırdığı bulunmuştur.⁶³ Ameliyat esnasında farkedilmeyen çatlaklar, protez yerleştirilirken ilerleyerek kırığa sebep olurlar. Serklaj telleri bu aşamada hem femuru bir tür breys gibi sararak çatlağın ilerlemesine engel olur, hem de implant instabilitesini önlemiş olur.¹³⁷

Ameliyat öncesi ölçülen protez büyüklükleri femura tam uymayabildiğinden protez denemeleri titizlikle yapılmalıdır.⁷³ Bu yüzden, son protezin çakılma aşamasında bir direnç ile karşılaşıldığında dikkatli olunmalıdır.

Versiyon kusuru anormal stresler oluşturarak kırık riskini artırır. Aynı şekilde çimentolu protezlerde de çimento belli bir sertliğe ulaştıktan sonra versiyonu değiştirmek aynı anormal güçleri doğuracak, protez sapıyla femur shaftı arasında ayrı bir yol oluşumuna sebep olacaktır.⁵⁷

Ameliyat esnasında çekilen filmlerde yumuşak dokuya taşan çimento görülmesi kırık veya perforasyon varlığını düşündürmeli ve bunun tedavisi yapılmalıdır. Ameliyat sonrasında farkedilecek bu görüntüde ise belli bir süre için yük vermeme gündeme gelebilir.

Ameliyat sonrası dönemde hastaların rehabilitasyonu ve kontrolleri düzenli takipleri ile mümkün olmaktadır. Takiplerde çekilen filmlerde kortekste zayıflama, kırık tehdidi gibi durumlar gözlemlendiğinde büyük revizyonlar gerekmeden kortikal kemik greftleriyle kemik stoğun dayanma gücünün artırılmasına çalışılmalıdır. Ameliyat sonrası dönemde protez luksasyonu gelen hastalarda manipulasyonlar anestezi altında ve aşırı kuvvetler harcanmadan yapılmalıdır. Manipulasyonlardan sonra uygun görüntülemeler yapılarak muhtemel kırık kontrolü ihmal edilmemelidir.¹

Radyolojik takiplerde görülen lokalize osteolizler, protezde çökme bulguları gibi gevşeme ve kırık tehdidini düşündüren bulgular karşısında ne zaman revizyona gidileceği kafaları kurcalayan sorulardır. Trokanterik bölgedeki osteolizler dikkatli takip edilmeli, kırık tehdidine karşı kemik greftleri ve serklaj telleri ile tamirleri yapılmalıdır.

II.D. SINIFLAMA

Protez çevresi kırıkların sınıflandırılmasında birçok sistem kullanılmıştır.^{7, 9, 27, 65, 66, 83, 93, 110, 115, 121, 133} Fakat bu sınıflamaların hiçbiri protez çevresi kırıklar için ortak bir dil oluşturamamıştır.

Protez çevresi kırık tedavisinin planlanmasında dört kritik soru bulunmaktadır:

- 1- Kırığın anatomik yeri neresidir?
- 2- Tedavi konservatif mi, cerrahi mi olmalıdır?
- 3- Protez stabilse kırığın tedavisi ne olmalıdır?
- 4- Kemik stoğu ne durumdadır?

Vancouver sınıflaması bu sorulara verilen yanıtlar doğrultusunda ortaya çıkmıştır. Duncan ve Masri kalça replasmanı sonrası gelişen femur kırıklarını 1995 yılında yayınlamıştır.³⁷ Yapılan bir çalışmada bu sınıflamanın yüksek gözlemci içi ve gözlemciler arası güvenilirliği olduğu gösterilmiştir.¹² Yine Masri ve arkadaşları ameliyat sırasında gelişen femur kırıklarını 2004 yılında sınıflandırmışlardır.⁸⁶

II.D.1. Ameliyat Sırasında Oluşan Protez Çevresi Kırıklar

Bu sınıflama kırıkların yerine göre organize edilmiştir. (**Tablo 3**)

Ameliyat Sırasında Oluşan Protez Çevresi Kırıklar – Vancouver Sınıflaması

Tip	Femurdaki Yeri	Alt Tip
A	Proksimal metafiz, diafize uzanmayan	A1 (korteks delinmesi)
		A2 (ayrılmamış çizgi şeklinde çatlak)
		A3 (ayrılmış ve stabil olmayan kırık)
B	Diafizde, uzun saplı revizyon proteziyle geçilebilir	B1 (korteks delinmesi)
		B2 (ayrılmamış çizgi şeklinde çatlak)
		B3 (ayrılmış ve stabil olmayan kırık)
C	Alt diafizde/metafizde, uzun saplı revizyon protezi ile geçilemez	C1 (korteks delinmesi)
		C2 (ayrılmamış çizgi şeklinde çatlak)
		C3 (ayrılmış ve stabil olmayan kırık)

II.D.2. Ameliyat Sonrası Oluşan Protez Çevresi Kırıklar

Bu sınıflamada kırığın anatomik yeri, protezin stabilitesi ve femurdaki kemik stoğun kalitesi göz önünde bulundurulmuştur. (Tablo 4)

Ameliyat Sonrası Oluşan Protez Çevresi Kırıklar

Vancouver Sınıflaması

Tip	Femurdaki Yeri	Alt Tip
A	Trokanterik bölge	AG (Trokanter major) AL (Trokanter minor)
B	Protez çevresi ya da hemen altı	B1 (stabil protez) B2 (protez stabil değil) B3 (yetersiz kemik stoğu)
C	Protezin distali	

Tip A kırıklar protezin proksimalinde oluşan kırıklardır. Büyük ve küçük trokanterlerde bulunmalarına göre alt tiplerine ayrılırlar

Resim 1: Vancouver Tip AL kırık
(İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi)



Tip B kırıklar protez sapı çevresinde ve hemen sapın ucunda gelişen kırıklardır. Bu kırıklar %75-87 oranında en sık görülen tiplerdir.⁷ Protezde gevşeme olup olmamasına göre B1- B2, femurdaki kemik stoğun azaldığı durumlarda B3 olarak alt tiplere ayrılırlar.



Resim 2: Vancouver Tip B1 kırık
(İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi)



Resim 3: Vancouver Tip B2 kırık
(İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi)



Resim 4: Vancouver Tip B3 kırık
(İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi)

Tip C kırıklar ise protez sapının distalinde oluşan kırıklardır



Resim 5: Vancouver Tip C kırık
(İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi)

II.E. TEDAVİ

Protez çevresi kırıkların ilk görüldüğü yıllarda uygulanan konservatif yaklaşımlar^{88 116} daha sonraları yerini cerrahi yaklaşımlara bırakmıştır. Tedavide en önemli basamak korunmadır^{38, 46}. Literatürde birçok değişik tedavi yöntemi tarif edilmiştir. Bunlar traksiyon, alçı-breys uygulaması, serklaj ve kablo kullanımı, plak vida kullanımı, protez seviyesinden uygulanan özel plaklar, çimentolu-çimentosuz revizyon protezleri, rezeksiyon protezleri, özel yapım protezler ve kemik allogreftler olarak sayılabilir.

Bu bölümde protez çevresi kırıkların tedavisi ameliyat sırasında ve ameliyat sonrasında olmak üzere iki bölümde incelenip, tedavi yöntemlerinden bahsedilecektir.

II.E.1. Ameliyat Sırasında Oluşan Kırıkların Tedavisi

Femurda ameliyat sırasında oluşan kırıkların tedavisi kırığın yeri, şekli, stabilitesi ve protezin yerleştirilmesine bağlı olabilir. Bu kırıkların tedavisinde önemli olan kırığı yeterli cerrahi girişimle ve ameliyatta çekilen radyografilerle doğru biçimde tanımlamaktır. Bu arada kemiğin vasküler desteğini korumak ve iyileşmeyi artırmak için cerrah yumuşak dokuya saygılı olmalıdır.

Ameliyatta olan kırıkların tedavisinin temel hedefi kırığın ve protezin stabil, anatomik veya ona yakın ve uygun dizilimde olmasını sağlamaktır. Yukarıda anlatılan Vancouver sınıflaması (Tablo 3) ameliyat sırasında oluşan kırıkların tanı ve tedavisine yardımcı olabilir.

II.E.1.a. Tip A kırıklar

A1 kırıklarda (proksimal kortikal delinmeler) protezin tespiti zor ve ameliyat sonrası da kırık riski fazladır. Asetabulum oyulurken alınan lokal otolog kemik grefti bu deliğe sıkıştırılırsa daha hızlı bir iyileşme sağlanabilir.^{15,32}

A2 kırıklarda (proksimal ayrışmamış) kırıklar tipik olarak stabildir ve protezin tespitini nadir olarak etkiler. Protez çakılırken bu kırıkların ilerlemesini önlemek için serklaj teli ya da kablo ile tespit edilmelidir.⁶³ Gülşen ve arkadaşları 2011 yılında yaptıkları biyomekanik bir çalışmada bu kırıkların tespit edilmeleri gerektiğini bildirmişlerdir.⁵¹ Bu kırıklar femoral komponent yerleştirilirken deneme protezinden daha derine yerleşip yerleşmediğinin ve çakma esnasında ani bir ilerlemenin olup olmadığının anlaşılmasıyla tanınabilirler.¹⁵

A3 kırıklarda (proksimal ayrışmış) kırık serklaj teli, kablo ya da protezin uzun saplı protez ile değişimi ile tespit edilebilir. Trokanter majorun deplase kırığı da instabil bir kırıktır abduktor kolun devamlılığı ve gücü açısından tespiti gereklidir. Serklaj teli, kablo ya da trokanterik tespit plakları ile tespit edilebilir. Jarit ve arkadaşlarının 2007 de yapmış oldukları biyomekanik çalışma ve klinik değerlendirmede kablo-trokanterik grip sistemlerinin serklaj tellerine oranla daha stabil bir tespit sağladıkları yönündedir.⁶⁴

II.E.1.b. Tip B kırıklar

Bu kırıklar protez çevresinde ciddi bir stres oluşturdıkları için tespit gerektirirler.

B1 kırıklar çoğunlukla sement çıkarma işlemi sırasında ortaya çıkarlar ve uzun saplı protezlerle köprülendileri zaman yeterli olabilir. İmplant, kırığın distaline en az dış korteksin iki katı kadar inmelidir.^{71, 79, 93, 94} Kortikal allogreft strutlar fiksasyona destek sağlamak için kullanılabilir.

B2 kırıklar genelde oyma ve protezin yerleştirilmesi sırasında oluşur. Bu kırıklar ameliyat sırasında gözden kaçabilir ve genelde ameliyat sonrası çekilen grafilerde tespit edilir. Ameliyat sırasında tespit edilirse serklaj telleri veya kablolar ile protez stabil olacak şekilde tespit sağlanır. Protezin stabilitesi sağlanamazsa kırık distaline ulaşacak şekilde uzun saplı protez ile köprüleme sağlanır. Eğer kemik kalitesi iyi değilse ya da kırık köprülenemiyorsa kortikal allogreftler ile destek sağlanır.³²

B3 kırıklar genelde kalça dislokasyonu, sement çıkarma ya da protezin çakılması esnasında görülür. Serklaj telleri veya kablo, oblik ya da spiral kırıkların yeterli tespitini sağlayabilir ancak transvers ya da parçalı kırıklar kortikal greft veya plak ile takviye edilmelidir.^{20, 54} Femurun bütünlüğü yeniden sağlandığında kırık bölgenin aşılması için revizyon protezi kullanılır. Eğer protez iyi yerleşmiş ise kemik stoğu riske atmamak için uzun saplı revizyon protezi yapmak yerine implant korunmalı, kortikal greft ya da plak ile tespit edilmelidir.¹⁵

II.E.1.c. Tip C kırıklar

Bu kırıklar Tip B kırıklar gibi protez çevresinde ciddi bir stres oluşturlar ancak en uzun saplı revizyon protezleriyle bile aşılamayacak kadar distaldedir.

C1 kırıklar genelde sement çıkarma ve kanal hazırlama sırasında görülürler. Oluşan delik morsalize kemik greftleri ile doldurulur ve kırık hattı kortikal strut allogreft ile bypass edilir.³²

C2 kırıkların tespitinde serklaj teli ya da kablo kullanılması ve kortikal strut allogreft ile desteklenmesi uygundur.³²

C3 kırıklarının tedavisinde ekstramedüller tespit yöntemlerinden kortikal allogreft, serklaj, kablo veya plak sistemleri ile tespitleri sağlanmalıdır.

II.E.2. Ameliyat Sonrası Erken Dönemde Tanı Konulan Kırıklar

Bazı kırıklar ameliyat esnasında fark edilmeyebilir. Ameliyat sırasında radyografilerle tespit edilen bu kırıklar genelde stabil, az deplase ve protezin tespitini tehlikeye atmaz. Yük vermenin engellenmesi ve gerektiğinde fonksiyonel destek cihazları ile hasta ameliyatsız tedavi edildiğinde bu kırıklarda komplikasyonsuz kaynama sağlanabilir.⁸⁹

II.E.3. Ameliyat Sonrasında Oluşan Kırıkların Tedavisi

II.E.3.a. Konservatif Tedavi

Literatürdeki protez çevresi femur kırıkları ile ilgili erken yayınlar traksiyon, spika alçı gibi cerrahi olmayan tedavileri savunmaktadır.^{88, 116} Ancak cerrahi tedavinin yüksek risklerinden dolayı tercih edilen konservatif yöntemlerin de kendine göre yetersizlikleri ve komplikasyonları bulunmaktadır. Konservatif tedavi uzun süre yatağa bağımlılık gerektirdiği için yaşlı hastalarda deri ülserleri, diz eklem sertliği, yağ embolisi, tromboemboli, pnömoni gibi ciddi problemler görülmektedir.^{67, 119} Ek olarak konservatif tedavi % 42 gibi nonunion, % 45 gibi malunion riskine sahiptir. Ayrıca konservatif tedavi edilen protez çevresi femur kırıklarında % 50-100 femoral komponent gevşemesi görülmektedir.^{7, 9, 66}

Günümüzde konservatif tedavi stabil femoral komponenti olan, nondeplase kırıklarda tercih edilebilir. Ek olarak düşük aktivite düzeyi olan ve cerrahinin kontrendike olduğu hasta grubunda konservatif tedavi tercih edilebilir.¹⁵

II.E.3.b. Cerrahi Tedavi

Protez çevresi kırık tedavisinde amaç kırık uçlarının anatomik veya ona yakın repozisyonunun sağlanması, kırığın kaynaması, protez stabilitesinin bozulmadan hastanın kırık öncesi fonksiyonlarına ulaşmasıdır.

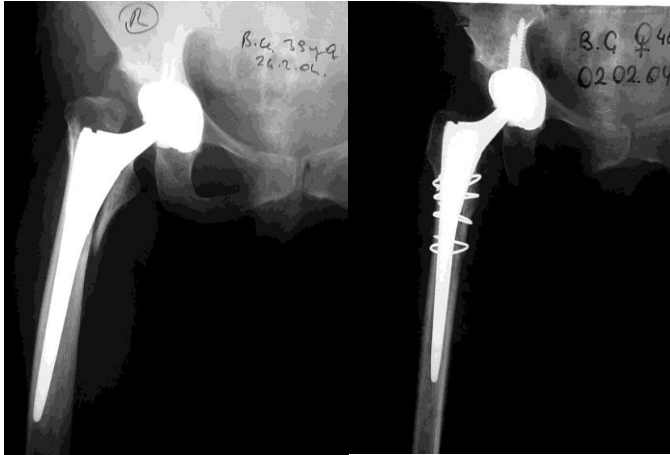
Cerrahi tedavinin endike olduğu durumlar genel olarak şu şekilde sıralanabilir

1. Gevşemiş ya da kırılmış protez varlığı
2. İmmobilizasyona uygun olmayacak hastalar
3. Kötü pozisyonda kaynayacak kadar ayrılmış, ileride cerrahiye zorlaştıracak kırıklar
4. Protez sapının ucunda olan kırıklar
5. Protez veya kemik stoğa olumsuz etki yapmayacak şekilde fiksasyon yapılabilecek kırıklar

Seçilen yöntemde cerrahın kullanılacak tekniğe yatkın olması, hastanın yaşı, aktivite düzeyi ve kemik kalitesinin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Cerrahi seçenekler intramedüller ve ekstramedüller yöntemler ve bunların kombinasyonu şeklinde olabilir.

II.E.3.b.(1) Serklaj teli- Kablo

Bu tespit materyalleri tek başlarına protez çevresi kırıklarda sınırlı olarak kullanılırlar. En sık ameliyat esnasındaki femur proksimal stabil kırıklarında kırığın ilerlemesini engellemek için kullanılırlar.^{25, 32} Bu materyaller görece daha zayıf biyomekanik özelliklere sahip olup yeterli torsiyon ve bükme sertliği sağlamazlar. Yapılan klinik çalışmalarda serklaj teli ya da kabloların kullanılmasının rijit fiksasyon sağlamakta tek başlarına yeterli olmadığı, plak vida ve uzun kortikal allogreftler ile birlikte kullanılmasının daha güvenli yol olduğu bulunmuştur.



Şekil 6: Vancouver Tip AL kırığın kablo ile tespiti

(İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi)

II.E.3.b.(2) Plak vida

Protezin stabil olduğu, protez sapının distalinde kalan kırıklarda, açık repozisyon ve internal fiksasyon ideal tedavi yöntemi olarak görülmektedir. Bu yöntemle tedavi edilen vakalarda iyi ve mükemmel sonuçlar bildirilmiştir.^{80, 117}

Geleneksel dinamik kompresyon plaklama teknikleri femoral protezin stabil kaldığı protez çevresi kırıklarda (Vancouver tip B1 ve C) kullanılabilir. Plak ve protez sapının üst üste binmesi gereklidir. Bu şekilde iki implant arasında stres oluşmasından kaçınılmış olur.

Bu uygulamada proksimal tespit konusunda bazı zorluklar yaşanmıştır. Çimentolu bir protezde proksimal kısmın vida ile tespitinde vidaların çimento kılıfına rastlama ihtimali yüksektir. Bu da çimentonun kırılmasına ve erken osteolize, sonunda da erken implant yetersizliğine sebep olur. Çimentosuz protezlerde ise protez sapının kenarından vidanın gönderileceği yeterli kemik stok bulunmayabilir.

Vida ile proksimal tespitte potansiyel komplikasyonların ve teknik zorlukların üstesinden gelmek için Ogden plağı serklaj telleri ve vida ile birlikte kullanma konusunda öncülük etmiştir. Çelik Parham şeritleri proksimal tespit için, bikortikal vidalar ise distal tespit için kullanılmıştır.⁹⁷ Bu teknik uygulama kolaylığı ve minimal morbitide yaratması nedeniyle popülerite kazanmıştır.^{117, 132, 140} Ancak bu teknikle ilgili bazı dezavantajlar bildirilmiştir. Bunlar distalde kullanılan bikortikal vidaların stres basamağı yaratabileceği, plağın distalinde kırık oluşması, protez gevşemesi ve kaynamamadır.^{132, 140} 1982 yılında Partridge ve arkadaşları belli bir dereceye kadar stabilite sağlamak için naylon şeritlerin naylon plak ile beraber kullanımını tarif etmiştir.⁹⁸ Bu tekniğin önemli bir sorunu yeteri kadar sert yapı sağlamadığı için hastaların yükünü kaldıramamasıdır.⁷² Ayrıca bir plak klemp (Mennen) geliştirilmiş ancak kabul edilemeyecek oranda komplikasyonları olduğu için kullanımını sınırlanmıştır.^{3, 105}

Kombine kullanımlarla ilgili çok güncel bir gelişme plağın uzunluğu boyunca herhangi bir noktadan hem serklaj telleri ile hem de vida ile tespitte izin veren kablo plak sistemleridir. Dall-Miles plak bu tip tespit için ilk örneklerindedir.³⁶ Bu kablo plak sistemi kapsamlı biyomekanik testlere ve klinik eleştirilere konu olmaktadır.^{34, 35, 69, 114, 123, 127, 131} Biyomekanik testlerde en stabil yapının kablolu veya kablosuz proksimal tek korteks vida ile plaktan meydana gelen yapı olduğu görülmüştür.

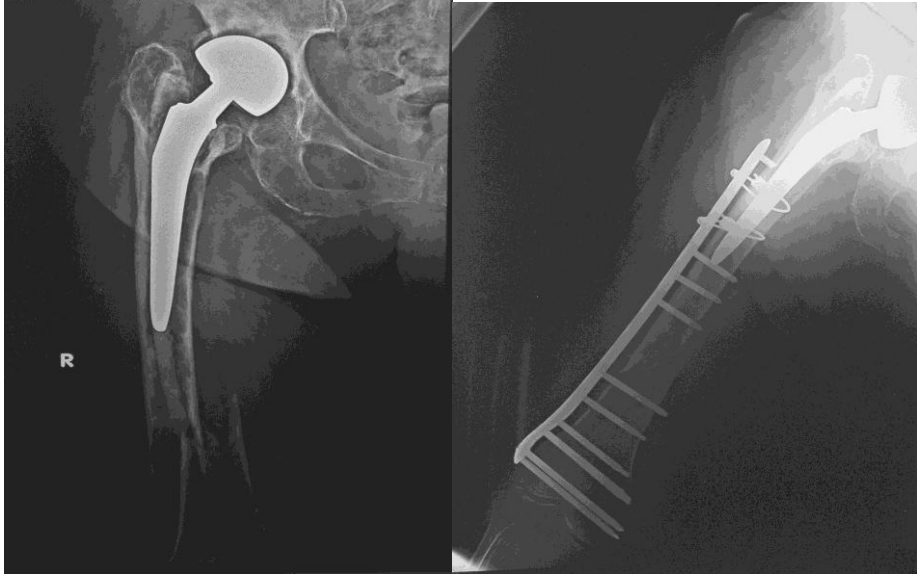


Resim 7: Dall- Miles plağı ile tespit edilmiş Vancouver Tip B1 kırık

(İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi)

Standart kompresyon plaklarının gelişmiş bir şekli olan kilitli plak vida sistemleri protez çevresi kırıkların tedavisinde son zamanlarda kullanılmaya başlanmıştır ve kullanımlarıyla ilgili giderek artan oranda rapor yayınlanmaktadır.^{40, 45, 59, 70, 75, 111, 112} Kilitli plakların biyomekanik ve biyolojik avantajlarından dolayı osteoporotik kemiklerde özellikle çok parçalı kırıklarda kullanımı uygundur. Kilitli vidalar sabit bir açı oluştururlar, böylece kırığın açılma stabilitesini sağlarlar. Ek olarak aksiyel yükler plak boyunca dağılır böylece her bir vida üzerindeki güç azalmış olur. Bu özellik ile tek korteks vida kullanımına olanak sağlar. Bu plaklar ile periosteal kan akımı korunabilmektedir. Ayrıca bu plaklara adapte edilebilen protez çevresinde kullanım için tasarlanmış korteksin ön ve arkasına vida gönderebilen ve içinden kablo geçirilebilen parçaları da mevcuttur.

Minimal invaziv plak osteosentezi (MİPO) plak tespitinde daha biyolojik bir cerrahi yaklaşımdır. MİPO yaklaşımı ile önce kapalı redüksiyon elde edilir, sonrasında küçük bir insizyon ile plak submüsküler olarak yerleştirilir. Bu minimal invaziv yaklaşım geleneksel plak uygulamalarına göre periosteal kan akımını daha fazla korur ve böylece daha hızlı ve güvenilir kemik iyileşmesi olur, daha az enfeksiyon riski, tekrar kırık ve kemik grefti ihtiyacı azalır.^{14, 31, 40, 77, 78, 109, 134}



Resim 8: Kilitli plak kullanılarak minimal invaziv teknik ile tespit edilen Vancouver Tip C kırık
(İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi)

II.E.3.b.(3) Kemik Greftleri

II.E.3.b.(3.1) Ototreftler

Otolog kemik greftleri osteokondüktif, osteoindüktif ve osteojenik özelliktedirler. Greft yerleştirildiğinde önce inflamatuvar hücreler buraya göç eder ve hızlı bir vaskülarizasyon başlar. Osteoprogenitör hücreler, osteoklastlar ile birlikte grefte doğru hareket eder ve remodelasyon görülür.

Kansellöz otogreftler erken ve etkili osteogenez sağlar ancak yeterli mekanik destek yoktur. Diğer yandan kortikal otogreftler başlangıçta mekanik destek olarak etkili olmalarına rağmen revaskülarizasyon yavaştır ve osteoklastik kemik rezorpsiyonuna bağlı olarak mekanik özelliklerinde bir süre sonra azalma görülür.

Otolog kemik greftleme etkin bir yöntemdir ancak sınırlı oranda temin edilebilir, donör sahada morbidite ortaya çıkarılır ve greft alımı sırasında %10-25 arasında komplikasyon oranı mevcuttur.²

II.E.3.b.(3.2) Allogreftler

Kemik allogreftleri dondurulmuş ya da taze olarak kullanılırlar. Otolog kemik grefti alımındaki komplikasyonlar görülmez. Ancak immün reaksiyon ve hastalık bulaştırma riskleri mevcuttur.^{17, 26} Dondurma işleminin ve radyasyon uygulamasının immün reaksiyon ve hastalık bulaşma oranını azattığı yönünde çalışmalar mevcuttur.⁴⁴ Fakat dondurma işlemi ile greftin mekanik özelliğinde azalma olduğu da görülmüştür.⁴⁹

Kortikal onlay allogreftler literatürde ilk olarak 1989 yılında periprotetik femoral kırıkların tedavisinde kullanılmak üzere Penenberg ve arkadaşları tarafından tariflenmiştir.¹⁰² Plaklar ile karşılaştırıldığında kortikal onlay allogreftler biyolojik olarak aktif, daha az stres reaksiyonu gösterir ve kemik stoğunu artırırlar.^{60, 61, 91} Kullanılan bu allogreftlerin birtakım olumlu ve olumsuz yanları vardır (**Tablo 5**)

Tablo 5. Kortikal onlay allogreftlerin olumlu ve olumsuz yanları

Olumlu Yanları

- Biyolojik kemik plaklarıdır
- Vakaya göre işlenebilirler
- Yük aktarımını kolaylaştırırlar
- Yüksek kaynama oranları vardır
- Kemik stoğu artırırlar
- Geniş hacim kaplarlar
- Kemik dayanıklılığını artırırlar
- Erken mobilizasyona imkan tanırırlar

Olumsuz Yanları

- Pahalıdır
- Her zaman bulmak mümkün değildir
- Potansiyel hastalık nakli vardır
- Kaynama esnasında zayıfladıkları bir dönem vardır (maks zayıflık 4-6 ayda)

Chandler ve arkadaşları 19 vakadan oluşan periprotetik femoral kırık serisinde kortikal onlay allogrefti serklaj teli ve kablolarla kullanmışlar, 4,5 ayda 16 kaynama ve mükemmel klinik fonksiyon sonucu aldıklarını bildirmişlerdir.²¹

Kortikal onlay allogreftlerin kullanımında dikkat edilmesi gereken noktalar vardır. Greftin iç yüzü femura adapte olacak şekilde yüksek hızlı burr ile şekillendirilmelidir ve

aradaki boşluklar kaynamayı arttırmak amacıyla otogreft ile doldurulmalıdır. Uygulama esnasında hastanın linea asperası femurun kan akımını bozmamak için sağlam bırakılmalıdır.¹³⁰ Emerson ve arkadaşlar bir köpek modelinde kortikal strut allogreftlerin alıcı kemik için oldukça güvenli, uygulamayı takiben öncelikle damarlanma, kaynama ve sonunda yeniden şekillenme olduğunu ve ortalama 8,4 ay içinde % 96.6 oran ile kaynama gerçekleştiğini göstermişlerdir.⁴¹ Brady ve arkadaşları strut allogreftin kalınlığının femurun 1/3 çapı kadar olması gerektiğini ve kan akımını bozmamak için linea asperanın korunması ve yumuşak doku sıyrılmasının minimum olması gerektiğini vurgulamışlardır.¹¹

Haddad ve arkadaşları 2003 yılında yapmış oldukları bir çalışmada kablo sayısı, kablo gerilimi, tele karşı kablo ve destek uzunluğu gibi geniş değişkenli inceleme yapmışlardır. Biyomekanik testler baz alındığında yazarlar tel yerine kablo kullanılmasını, kablo geriliminin yüksek olmasını, kırığın proksimaline ve distaline 3 veya daha fazla kablo ve 2 adet destek kullanılmasını önermişlerdir. Destek uzunluğunun sertlikle ters orantılı olduğuna karar vermişler ve 20 cm desteğin 12 cm desteğe göre daha az torsiyonel stabilitesi olduğunu göstermişlerdir. Bunun muhtemelen daha yakın alıcı kemik teması sonucu daha kısa destek ile ilişkili olduğunu savunmuşlardır.⁵⁴

Lateral plakların anterior veya medial strut allogreftler ile kombine edilmesi daha güçlü bir fiksasyon sağlar.¹³⁰ Böylece plak strut grefti kemik ile kaynayana kadar desteklemiş olur. Wilson ve arkadaşlarının kadaverik femurlar üzerinde yapmış oldukları biyomekanik bir çalışmada kombine plak ve strut fiksasyonunun tip B1 periprostetik kırıklarda en stabil tespit yöntemi olduğunu bulmuşlardır.¹³⁵



Resim 9: Dall-Miles plak ile kombine edilmiş medial kortikal strut allogreft
(İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi)

II.E.3.b.(3.3) İmpaksiyon Greftleme

Periprotetik femur kırıkları osteoliz ile birlikte olabilir (Vancouver tip B2-3). Morsalize kansellöz allogreftlerin impaksiyon tekniği ile uygulanması osteoliz görülen vakalarda güz güldürücü sonuçlar alınmasını sağlamıştır.^{118, 126} Bu teknikte başarı sıkıştırılmış parçalı allogreftten oluşan bir tüp oluşturabilme ile ilgilidir. Protez çevresi kırıkların bu yöntemle tedavisinde uzun çimentolu protezler kullanılarak tam olarak kırık hattının geçilmesi ve ilave ekstramedüller destek olarak plak veya kortikal allogreft desteklerinin kullanılması ile iyi sonuçlar alındığı bildirilmiştir.¹²⁹

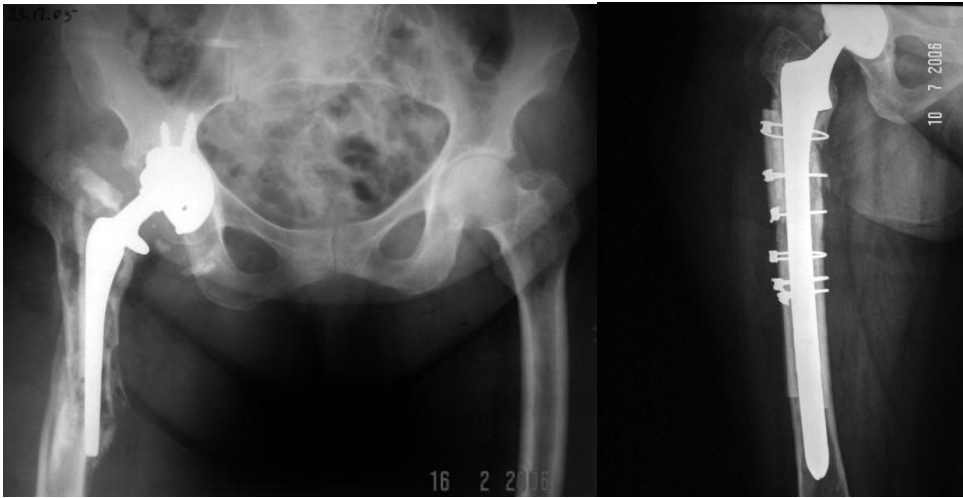
II.E.3.b.(3.4) Proksimal Femoral Değişirme

Bazı tip B3 kırıklarda fazla miktarda kemik stok kaybı revizyon protezleriyle rekonstruksiyonu engelleyebilmekte ve proksimal femur revizyonu gerekli olabilmektedir. Özellikle proksimal kemik kaybı olan genç hastalarda, bu teknik iyi bir seçenek olabilir. Maury ve arkadaşları proksimal femoral allogreft uyguladıkları 25 hastada 5 yıllık takip sonrası Harris Kalça Skorlamasını (HHS) 71 bulmuşlardır. Bu çalışmada 4 hastada kaynamama nedeniyle revizyon yapılmış, 3 hastada femoral komponentte 3 mm'den fazla çökme olduğu için yeniden proksimal femoral allogreft ile revizyon yapılarak başarılı sonuç alınmıştır.⁸⁷ Bu teknikte allogreft kemik teması basamaklı (step-cut) kesim yapılarak artırılır. Protez allogreft tespiti proksimalde çimento ile yapılırken basamaklı osteotomi yeri kablo ile tespit edilir. Yumuşak dokuları korunan femur korteksleri allogreft-kemik birleşme yerinin etrafına sarılırlar. Bunların etrafına da serklaj veya kablolar sarılarak tespit sağlanır. Kaynamayı daha da artırabilmek için parça kemik greftler kullanılabilir. Büyük trokanter de allogreftin küçük trokanteri etrafından serklaj teli ya da kablolar geçirilerek tekrar tespit edilir.

Sınırlı yaşam beklentisi olan veya düşük fonksiyonel kapasitesi olan hastalarda modüler, tümör tipi femoral protezler önerilmektedir.^{55, 99} Bu uygulama proksimal femoral allogreft uygulamasına göre daha basit bir teknikle uygulanır. Ek olarak bu gruptaki hastalarda erken rehabilitasyon ve hızlı yük verme istendiği için bu uygulama önem kazanır. On iki yıllık takiplerinde Malkani ve arkadaşları %64'lük bir sağkalım bildirmişlerdir.⁸² Abduktör kasları tekrar bağlamadaki güvensizlik yüzünden dislokasyon riskini azaltmak için kısıtlayıcı (constrained) tip protezler kullanılmalıdır.

II.E.3.b.(4) Revizyon Kalça Artroplastisi

Bethea ve arkadaşları periprostetik femur kırıklarının %75' inde gevşeme olduğunu bildirmişlerdir.⁹ Gevşemiş femoral stem radyografik ya da intraoperatif olarak tespit edilebilir. Femoral komponentte çökme, konumundaki değişiklik, Gruen zonlarında osteoliz, komponent etrafında reaktif skleroz gevşeme bulguları olarak değerlendirilmelidir.⁴² Bu tip vakalarda uzun saplı prostetik intramedüller fiksasyon en sık kullanılan yöntemdir.^{7, 86, 96, 125,}
128



Resim 10: Revizyon protezi ve kortikal strut allogreft ile tedavi edilen Vancouver Tip B3 kırık olgusu
(İTF Ortopedi ve Travmatoloji arşivi)

Proksimali poröz kaplı protezler, protez çevresi femur kırıkları tedavisinde tavsiye edilmemektedir. Kırıktan kaynaklanan instabilite ve yetersiz kemik stoğundan dolayı proksimal desteğin eksikliğinde bu protezler yetersiz kalma eğilimindedir. Springer ve arkadaşları proksimal poröz kaplı protezler ile yaptıkları 28 hastadan oluşan serilerinde sadece 10 hastada başarılı kaynama elde etmişlerdir.¹²⁰ Revizyonlar için proksimal kemik kaybı olan fakat kırık olmayan hastalarda bu implantların kullanımı kabul edilemeyecek kadar yüksek oranlarda gevşeme ve ilerleyici çökmelere neden olmaktadır.⁹⁵

Çimentolu uygulamalarda geçikmiş kaynama veya kaynamama problemleriyle karşılaşmamak için özellikle diafizler bölgede kırık fragmanları arasına çimento sızmasına dikkat etmek gerekir.⁴³ Bu sızıntılar kırık iyileşmesine engel oldukları gibi zayıflayan bölgeler olarak stres kırığı adaydır. Towers ve Beals çimentolu revizyonlarda %31 kaynamama oranı bildirmişlerdir.¹²⁵ Springel ve arkadaşları 42 çimentolu revizyonda %40 komplikasyon oranı bildirmişlerdir.¹²⁰ Çimentolu revizyonlar ileri yaşta, anatomik olarak redüksiyonu yapılabilen hastalarda önerilmiştir.¹³

Uzun saplı protez revizyonlarında implant seçimi de önemlidir. Distal tutunmaları zayıf olan protezler rotasyonel instabilite ve kısıklıkla sonuçlanabilecektir. Bu gibi durumlarda diafizler bölge uzun kortikal allogreftler ile ekstramedüller desteklenebilir. Tüm yüzeyi kaplı veya distalde oluklu (fluted) olan protezlerde rotasyonel stabilite intramedüller sağlandığından allogreftler ile shaft bölgesinden güçlendirmeye gerek kalmayabilir. Fakat birçok araştırmacı kemik greftlemesinin kırık iyileşmesini hızlandırdığını savunmakta ve rutin greftlemeyi önermektedir.

II.F. REHABİLİTASYON

Kimi zaman büyük emek ve zaman harcanarak yapılan rekonstrüksiyonlardan sonra elde edilen hareketli ve stabil kalça eklemine fonksiyonlarını geri kazanması, hastanın bağımsız olarak yaşamını devam ettirebilmesi ciddi bir rehabilitasyon programıyla mümkün olacaktır.

Revizyon cerrahileri ve protez çevresi femur kırığı tedavilerinden sonra uygulanan rehabilitasyon programları birbirleriyle benzerlik gösterir. Stabil rekonstrüksiyonlardan sonra hastanın genel durumu izin verdiği ölçüde erken rehabilitasyona başlanır. Ameliyat sonrası hasta yatağına alındığında ameliyatlı tarafından aşırı adduksiyon ve rotasyonlarından kaçınmak için bacak aralarına ve bacağın dış yanına destek verilebilir. Ameliyat sonrası ilk günden itibaren ayak bileği dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketleri, izometrik kuadriseps egzersizleri gibi yatak içi hareketler başlanır. Hasta yatak içinde mobilize edilebilir. Ameliyatlı kalçanın karşı tarafına doğru yan çevrilebilir. Bu esnada kalça adduksiyonunu engellemek için bacak arasına yastık konulur. İkinci günde hastanın drenleri alınarak yatak kenarı mobilizasyonu yapılır. Yatak kenarına oturtulan hastada kalçanın aşırı

fleksiyona gelmemesine dikkat edilmelidir. Çok yaşı hastalar yürüteç (Walker), daha gençler çift koltuk değneği veya kanadien baston yardımıyla ayağa kaldırılırlar.

Hastaların yük vererek yürümeye başlamaları kullanılan kortikal kemik greftler, kemikte var olabilecek zayıf stres odakları, çimento varlığı-yokluğuna ve trokanterik osteotomilere göre değişebilmektedir. Çimentolu yapılan rekonstrüksiyonlarda hasta erken dönemde tolere ettiği kadar yük vererek yürümeye başlatılır. Çimentosuz yapılan rekonstrüksiyonlarda ise birçok araştırmacı tarafından 6-8 haftalık kısmi yük verme dönemini takiben tam yüke geçilmektedir.

Hastanın taburcu olmadan önce kendi başına yataktan kalkabilmesi, tuvalet ihtiyaçlarını karşılaması son derece önemlidir. Kendi kendine yetebilmenin hastaya vereceği moral, yapılan rehabilitasyon programının başarısını da olumlu yönde etkileyecektir.

BÖLÜM III

III. GEREÇ VE YÖNTEM

III.A. TESTLERDE KULLANILAN MALZEMELER

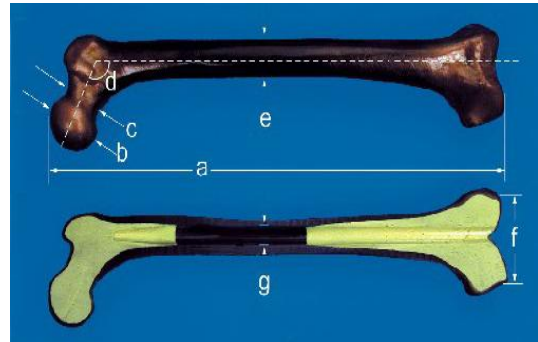
Testlerde toplam 15 adet 4. jenerasyon, büyük boy, sol femur kompozit kemiği kullanıldı. (Sawbones 3406, Sawbones Europe AB, Malmö, Sweden) (Resim 11) Bu kompozit kemik dışta kısa epoksi liflerinden oluşturulmuş kortekse ve içte rijit poliüretan köpükten oluşturulmuş spongioz kemiğe sahipti ve içinde intramedüller kanalı bulunmaktaydı. Yapılmış biyomekanik çalışmalarda insan kemiğine en yakın mekanik özellikleri taşıdığı gösterilmişti. Bütün modeller aynı anatomik ve biyomekanik özellikleri göstermekte idi.

Resim 11: Kompozit test materyalinin görünümü (Sawbones 3406)



Kullanılan femurun anatomik özellikleri:

- Uzunluk 485 mm
- Baş çapı 52 mm
- Boyun çapı 37 mm
- Boyun-şaft açısı 120°
- Dış korteks kalınlığı 32 mm
- Kondil genişliği 93 mm
- Kanal çapı 16 mm
- Boyun anteversiyon 15°



Resim 12: Dördüncü kuşak sentetik kemiğin anatomik özellikleri

Mekanik özellikleri:

Kortikal kemik

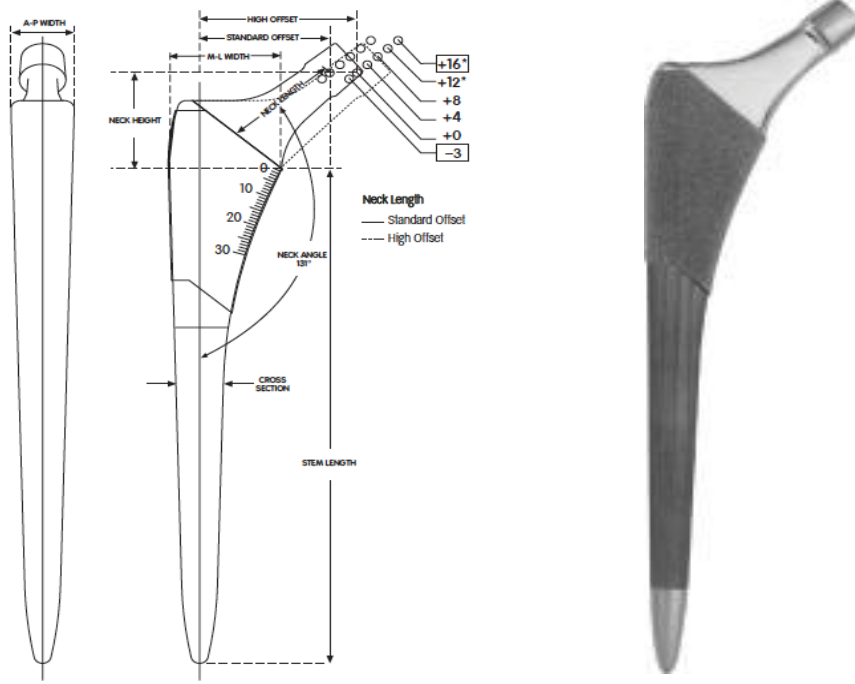
Yoğunluk	Kompresif		Longitudinal Tensil		
	Güç	Modulus	Güç	Modulus	Strain
pcf (g/cc)	MPa	GPa	MPa	GPa	%
102 (1.64)	157	16.7	106	16.0	0.8
	Transvers Tensil				
	Güç	Modulus			
	MPa	GPa			
	93	10.0			

Kansellöz kemik

	Yoğunluk		Kompresif	
	pcf	g/cc	Güç	Modulus
Solid	17	0.21	6.0	155
Selüler	20	0.32	5.4	137

Tablo 6: 4. kuşak kompozit kemiğin mekanik özellikleri

Elimizdeki femurlara en uygun yerleşen femoral komponenti bulabilmek için yapılan ön çalışmada, medulla oyulup hazırlandıktan sonra en büyük 16 numara raspa ile raspalandığı ve 16 numara Synergy femoral komponentin (Synergy, Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD) press-fit en stabil yerleştiği görüldü ve testlerde bu komponent kullanıldı. (Resim 13)



Resim 13: Synergy size 16

baş boyun açısı 131°

konik çap 16 mm

uzunluk 170 mm

ön-arka çap 21 mm

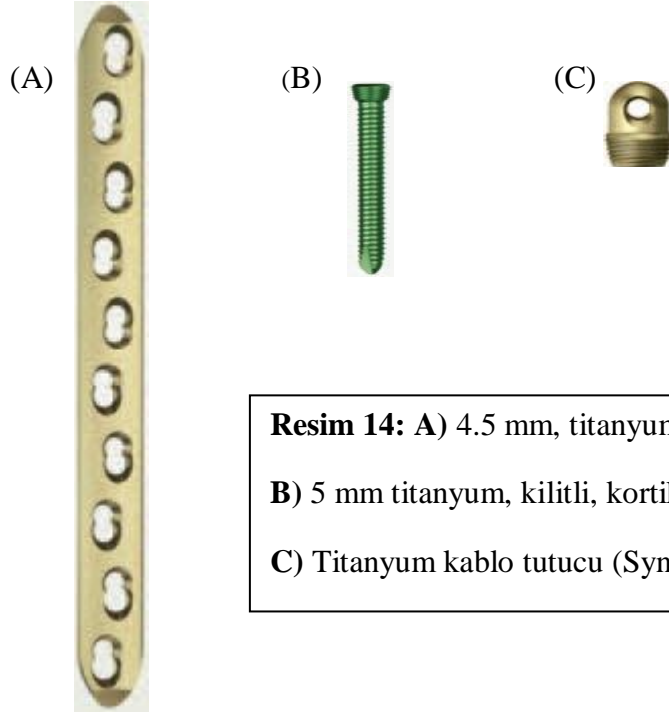
medio-lateral çap 35 mm

boyun yüksekliği 32 mm

boyun ofseti 40 mm

boyun uzunluğu 34 mm

Tespit materyali olarak 4.5 mm, 12 delikli, geniş, kilitli, titanyum LCP (locking compression plate) plak kullanıldı (Synthes, Paoli, PA, ABD). Yapılan ön çalışmada plağın proksimal tespiti için 14 mm unikortikal kilitli vidalar, distal tespiti için 38 ve 40 mm bikortikal kilitli vidaların (Synthes, Paoli, PA, ABD) uygun olduğu görüldü. Kabloların plak üzerinden kaymasını engellemek için kablo tutucular kullanıldı (Synthes, Paoli, PA, ABD). (Resim 14 A-B-C)



Resim 14: A) 4.5 mm, titanyum, LCP plak (Synthes, Paoli, PA, ABD)
B) 5 mm titanyum, kilitli, kortikal vida (Synthes, Paoli, PA, ABD)
C) Titanyum kablo tutucu (Synthes, Paoli, PA, ABD)

Plağın proksimal tespiti ve kullanılacak strut greftlerin tespiti için 1.7 mm paslanmaz çelik kablolar ve kablo sıkıştırıcılar (TasarımMed® LTD. ŞTİ) kullanıldı. (Resim 15)



Resim 15: 1.7 mm paslanmaz çelik kablo tutucu ve kablo sıkıştırıcı (TasarımMed® LTD. ŞTİ)

Modellerin oluşturulmasında ve implantların yerleştirilmesinde implantları üreten firmaların setleri kullanıldı.

III.B. MODELLERİN HAZIRLANMASI

Öncelikle her bir grupta 5'er kemik olacak şekilde 3 grup oluşturuldu. Bütün modellere, küçük trokanterin 1,5 cm proksimalinden, femur shaftıyla 45° açı yapacak şekilde elektrikli testere ile boyun osteotomisi yapıldı. (Resim 16 A-B)

(A)



(B)

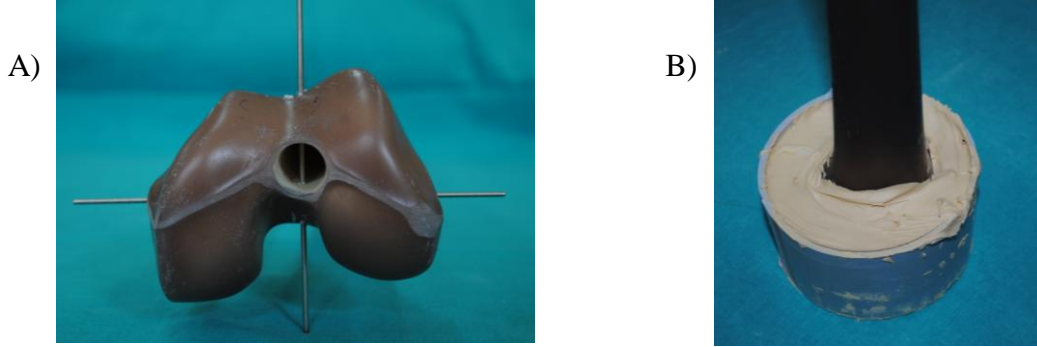


Resim 16: A) Boyun osteotomisi yapılırken

B) Boyun osteotomisi sonrası kemiğin görünümü

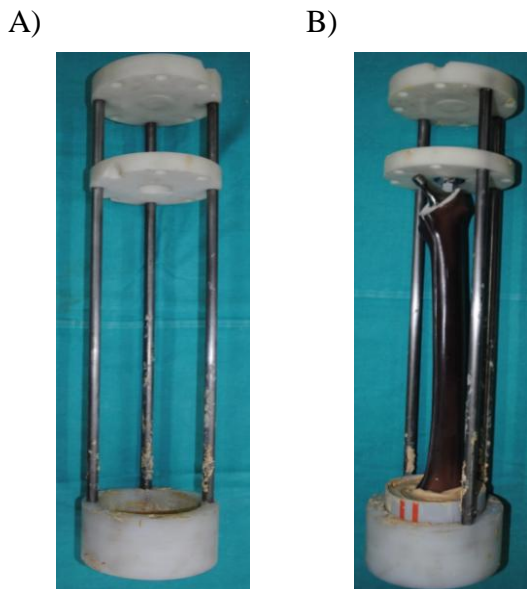
Bütün kemiklere Synergy femoral sistem uygulanacağı için bundan sonraki aşamada Synergy enstrüman seti kullanıldı. Kemikler mengeneyle yerleştirilip sabitlendikten sonra kanal bulucu ile femur medüller kanalına girildi ve 16 numaraya kadar oyuldu ve sonrasında 16 numaraya kadar raspalandı. Sonrasında 16 numara Synergy femoral komponent press-fit çakıldı ve stabil olduğundan emin olundu.

Hazırlanan modelin test cihazına yerleştirilmesi için distal femoral kondiler bölgeden birbirlerine 90° olacak şekilde 2 adet Kirschner teli geçirildi (Resim 17A) ve femoral stemin aksı yere dik olacak şekilde 110 mm çap ve 60 mm yüksekliğindeki PVC borular içerisine polyester macun kullanılarak gömüldü. (Resim 17B)



Resim 17: A) Femur kondilinden birbirine 90° olacak şekilde K tellerinin görünümü
B) Kemik distalinin PVC boru içinde polyester macunla dondurulmuş görünümü

Femoral stemin ön-arka ve medio-lateral planda yere dik olacak şekilde gömülebilmesi için 'gömmatik' üretildi.(Resim 18 A-B) Femurun anatomik olarak tam bir silindir şeklinde olmaması ve sagittal planda yaklaşık 20° anteriora açılmış olması nedeniyle, 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.



Resim 18: A) Modellerin, içlerine polyester macun doldurulmuş PVC borulara anatomik akslarına dik olarak gömülebilmesi için üretilen gömmatik,
B) Modelin polyester macun içerisine gömmatik kullanılarak gömülme işlemi .

Hazırlanan kemikler alt ucundaki PVC boru ile mengeneye dik olarak yerleştirildi. Boyun osteotomisi yapılmış olan kemiklerin boyun medialinden 180 mm distali kırık modeli oluşturmak için işaretlendi ve 12 delikli kilitli plak 5 deliği kırık proksimaline, 1 deliği kırık hattına ve 6 deliği kırık distaline gelecek şekilde kemik tutucu yardımı ile tutuldu ve 3 gruba göre çeşitli şekillerde tespit edildi.

III.B.1. GRUP I'İN HAZIRLANMASI

Grup I' in tespiti için sadece lateralden plak uygulandı. Plagın üst ucundan başlanarak 1, 3, 8, 9, 10 ve 12 delikleri matkap ucu ile oyuldu. Bu deliklere sırasıyla 14, 14, 38, 38, 40 ve 40 mm kilitli vidalar yardımı ile tespit yapıldı. İkinci ve 4. deliğe yerleştirilen kablo tutucuların içinden çelik kablolar geçirildi. Kablo germe ile gerildikten sonra sıkıştırılarak tespit edildi. Daha sonra femur boynu medialinden 180 mm distalde femur diafizi elektrikli testere ile kesilerek aradan 1 cm'lik segment çıkartıldı ve transvers parçalı kırık modeli oluşturuldu. Toplam 5 adet model hazırlandı ve röntgenleri çekildi. (Resim 19)



Resim 19: Grup I'in hazırlanışı ve radyolojik görünümü

III.B.2. GRUP II'NİN HAZIRLANMASI

Grup II' nin tespiti için lateralden plak ve medialden kortikal strut allogreft kullanıldı. Strut greftler 4. kuşak kompozit femurlardan kesilerek korteksle uyum sağlayacak şekilde 15 cm uzunlukta ve 2.5 cm genişliğinde hazırlandı. (Resim 20) Plak kemiğe kemik tutucu ile tespit edildikten sonra plağın üst ucundan başlanarak 1, 3, 10 ve 12. delikler matkap ucu ile oyuldu ve sırasıyla 14, 14, 40 ve 40 mm kilitli vidalar ile tespit edildi. Daha sonra femur boynu mediali 180 mm distalinden elektrikli testere ile kesilerek aradan 1 cm'lik segment çıkartıldı ve parçalı kırık modeli oluşturuldu. Sonrasında femur medialine yerleştirilen strut allogreft proksimalden 2 adet, distalden 2 adet kablo ile tespit edildi. Toplam 5 adet model hazırlandı ve röntgenleri çekildi. (Resim 21)



Resim 20: 4. kuşak sentetik femurlardan elde edilen 2.5 cm x 15 cm boyutlarındaki strut allogreftler



Resim 21: Grup II' nin hazırlanışı ve radyolojik görünümü

III.B.3. GRUP III'ÜN HAZIRLANMASI

Grup III' ün tespiti için lateralden plak ve anteriordan strut allogreft kullanıldı. Plak kemiğe kemik tutucu ile tespit edildikten sonra plağın üst ucundan başlanarak 1, 3, 10 ve 12. delikler matkap ucu ile oyuldu ve sırasıyla 14, 14, 40 ve 40 mm kiltli vidalar ile tespit edildi. Daha sonra femur boynu mediali 180 mm distalinden elektrikli testere ile kesilerek aradan 1 cm'lik segment çıkartıldı ve transvers parçalı kırık modeli oluşturuldu. Sonrasında anterioruna yerleştirilen strut allogreft proksimalden 2 adet, distalden 2 adet kablo ile tespit edildi. Toplam 5 adet model hazırlandı ve röntgenleri çekildi. (Resim 22)

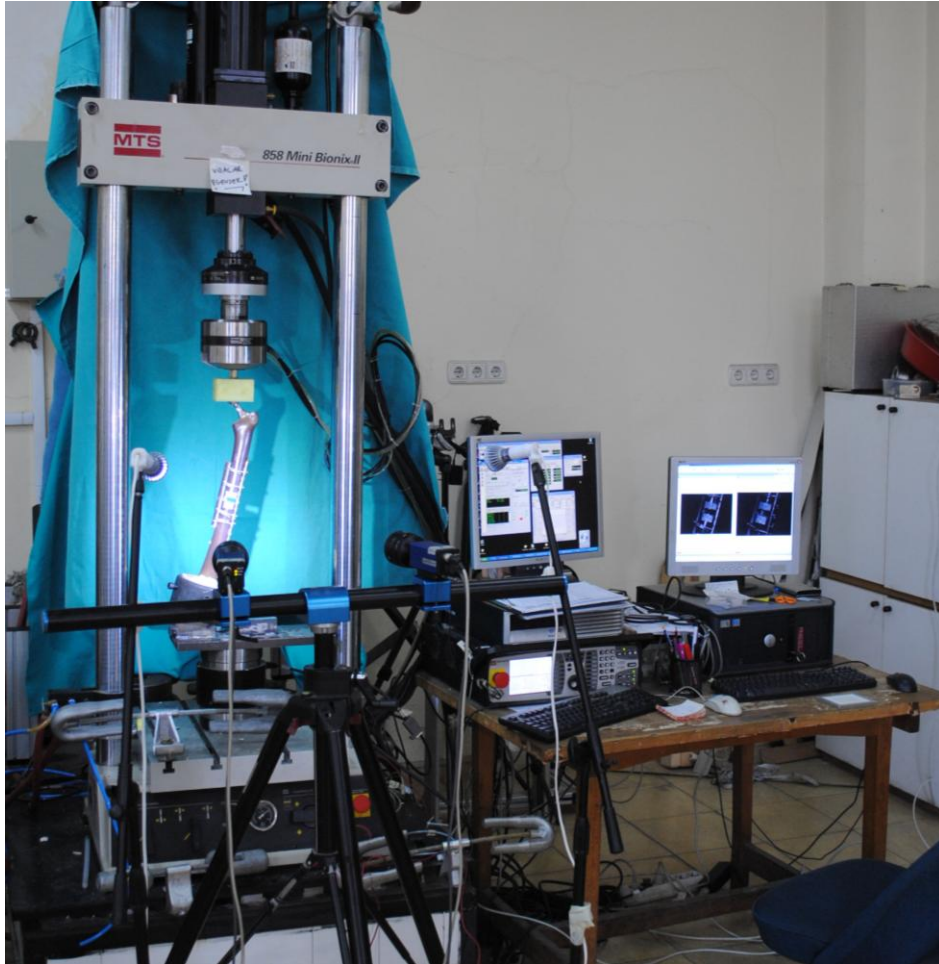


Resim 22: Grup III' ün hazırlanışı ve radyolojik görünümü

Testler önce siklik rotasyon, siklik aksiyel yüklenme ve aksiyel yetersizlik yüklenme testleri olacak şekilde bütün modellere uygulandı.

Biyomekanik testler İstanbul Teknik Üniversitesi, Makina fakültesi, Mukavemet Bölümü, Biyomekanik laboratuvarında, biyomateryallere aksiyel ve torsiyonel kuvvetler uygulayıp materyallerdeki biyomekanik değişiklikleri ölçebilen test cihazı (MTS 858 Mini Bionix II, Eden, Prairie, MN ,USA) kullanılarak yapıldı. (Resim 23)

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.



Resim 23: MTS 858 Mini Bionix II universal test cihazı ve 3D DIC sistemi (2 kamera optik şekil değişimi ölçüm sistemi)

III.C. MEKANİK TESTLERİN YAPILIŞI

III.C.1. Siklik Rotasyon Yükleme Testi

Grup I, II ve III' teki tüm modellere önce siklik rotasyon yüklenme uygulandı. Femoral stemin anatomik aksı rotasyon merkezini oluşturacak şekilde rotasyon uygulandı. Günlük aktiviteler esnasında rotasyon momentleri femoral komponente baş ve boyun üzerinden aktarılmaktadır. Deneylerde aynı femoral stem kullanıldığından ve tüm modellerde 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 uygulandı (Resim 24) ve bu şekilde test cihazının üst çenesine sıkıştırıldı. (Resim 25)

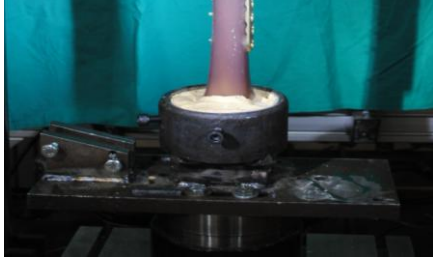


Resim 24: Femoral stemi test cihazına bağlayan ara parça



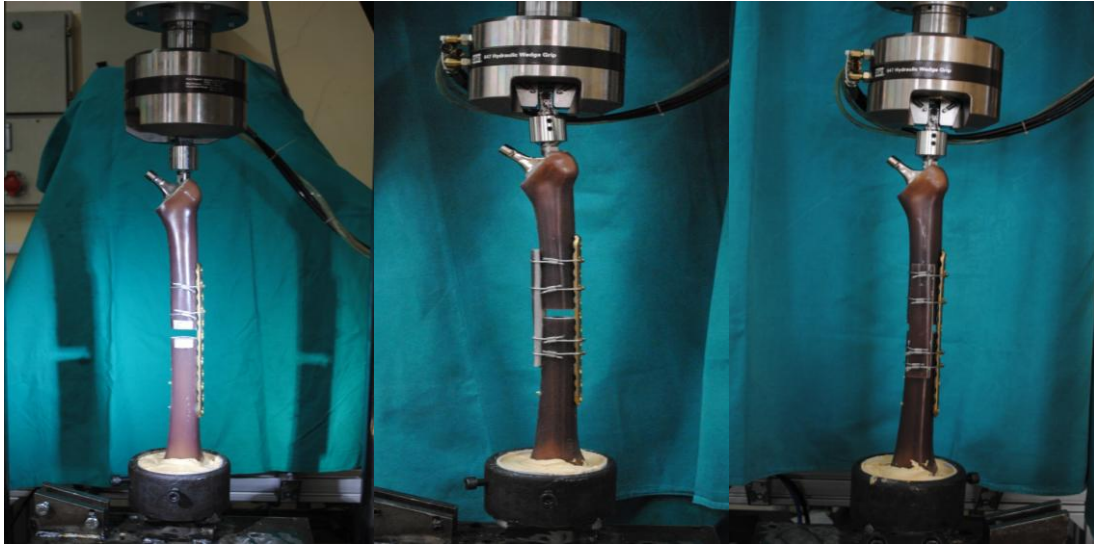
Resim 25: Ara parça ile modelin test cihazına bağlanmış görüntüsü

Modellere standart olarak aksiyel ve rotasyonel testleri uygulayabilmek için test cihazının alt kısmına adapte edilebilen özel plaka üretildi. Bu plakaya, modellerin PVC boru içindeki alt ucunu hareketsiz şekilde sıkıştırmak için özel hazırlanmış tutucu tespit edildi. (Resim 26)



Resim 26: Modelleri test cihazının alt ucuna tespit etmek için hazırlanan plaka

Moment değerleri, MTS Torsional LoadCell (10000N/100Nm) ile kaydedildi. Torsiyonel yüklenmeli deney protokolünde modellerde başlangıç stabilitesi sağlamak amacıyla 15 N'a kadar 0,2 mm/sn hızla ön yükleme yapıldı ve sistem 0.5 Nm'e kadar boşaltıldı. Ardından moment kontrole geçilerek 3 Hz frekans ile 0,5-10 Nm arasında 10 siklus yüklenme yapıldı ve sistem 0.5 Nm'e kadar boşaltıldı. Bundan sonra 0,2 Nm/sn hızla 10 Nm'e kadar buruldu ve sistem 0.5 Nm'e kadar boşaltıldı. Ardından 10 tekrardan 3 Hz frekans ile 0,5-10 Nm arasında 1000 siklus burulma yapıldı ve 0.5 Nm'e kadar boşaltıldı. İlk 10 (başlangıç) ve her 1000 tekrarlı yüklenmenin ardından dayanıklılık (stiffness) ve kırık hattındaki hareket (deplasman) miktarları kaydedildi.



Resim 27: Grupların rotasyon testi yapılırken test cihazı içindeki görünüşleri

III.C.2. Siklik Aksiyel Yüklenme ve Aksiyel Yetersizlik Testi

Rotasyon yüklenmeleri sonrası grup I, II ve III' teki tüm modellere siklik aksiyel yüklenme testi uygulandı. Aksiyel yüklenmede, femur başına gelen bileşke kuvvetin yönünün yürümenin tek bacak basma (single-leg stance) fazını taklit edecek şekilde 15° valgusta olması sağlandı. Bu test cihazının alt ucuna tespit edilen özel hazırlanmış plaka ile standart olarak tüm modellere sağlandı. Femoral stemlere +0 CoCr baş yerleştirilerek, başa karşılık gelecek asetabuler liner benzeri bir yuvadan kuvvetin femoral steme aktarılması sağlandı . (Resim 28)



Resim 28: Özel hazırlanmış plaka ile 15° valgusta ve +0 CoCr baş ile aksiyel yükleme

Kuvvet ve deplasman değerleri MTS Axial LoadCell (10000N/100Nm) ile kaydedildi. Deney protokolü Şu Şekilde oluşturuldu: Konstrüksiyonun stabilitesi için öncelikle 5 N'a kadar 0,2 mm/sn hızla ön yüklemeye yapıldı (preload) ve sistem 5 N'a kadar boşaltıldı. Ardından kuvvet kontrole geçilerek 3 Hz frekans ile 0-500 N arası 10 devir yüklemeye yapıldı ve sistem 5 N' a kadar boşaltıldı. Bu siklik yüklemeye bittikten sonra 50 N/saniye hızla 500 N 'a kadar basıldı ve sistem 5 N'a boşaltıldı. Bu esnada ilk dayanıklılık (stiffness) değerleri ölçüldü. Ardından 3 Hz frekans ve 50-500 N arası kuvvet ile 10 adet 1000 siklus basma yapıldı ve her 1000 siklüs sonunda system 50 N'a boşaltıldı. Bu aşamadan sonra yetersizlik yüklenmesi (load to failure) testine başlanarak, kuvvet kontrolden deplasman kontrollü protokole geçildi ve yetersizlik ortaya çıkana kadar 15 mm/dk hız ile kuvvet uygulandı. İlk 10 (başlangıç) ve her 1000 tekrarlı yüklenmenin ardından kırık hattındaki hareket (deplasman), dayanıklılık (stifness), yetersizlik oluşturan en yüksek kuvvet (failure load) ve bu kuvvetteki deplasman (failure displacement) değerleri kaydedildi.



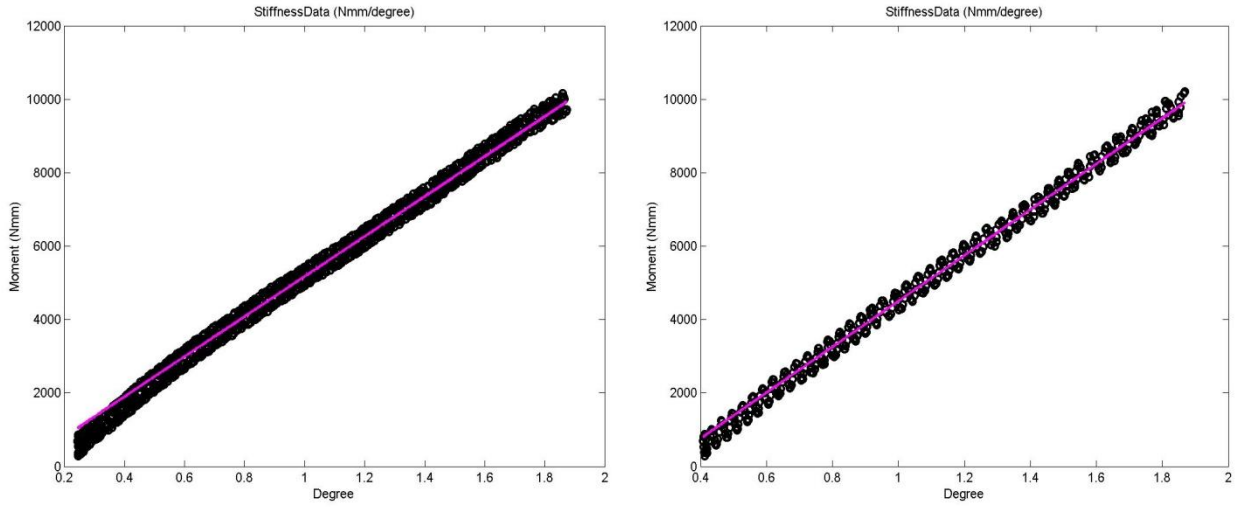
Resim 29: Grupların aksiyel yüklenme testi yapılırken test cihazı içindeki görünümüleri

Aksiyel yüklenmeler için deney sonlandırma kriterleri:

- Yük- deplasman eğrisinde ortaya çıkan ani düşüş
- Plakta plastik deformasyon ortaya çıkması
- Kemikte veya strut greftte olan kırılma

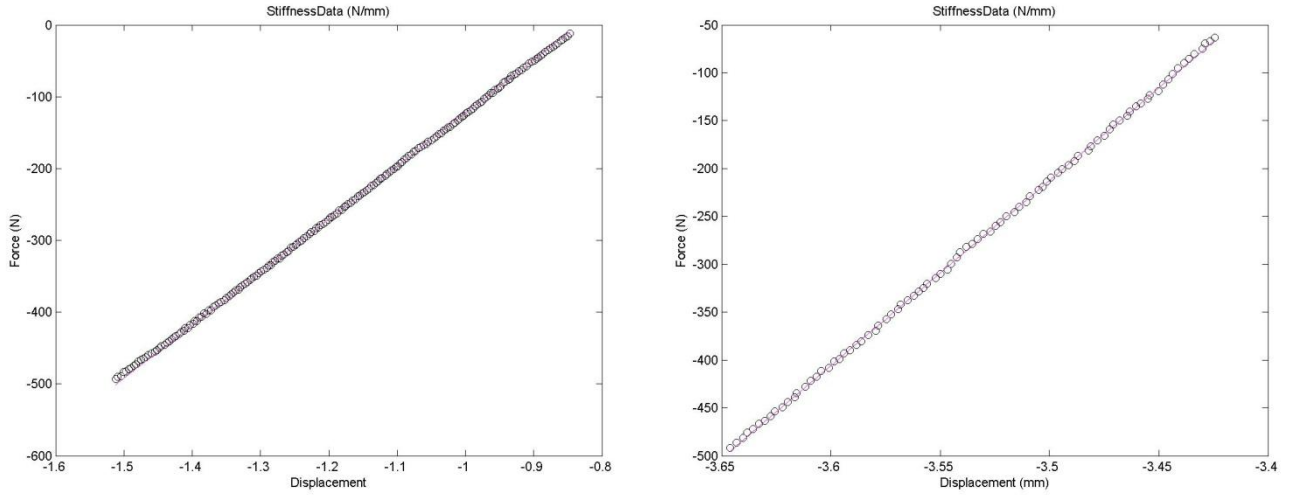
III.D. VERİLERİN TOPLANMASI

Torsiyonel testlerde başlangıç ve son sertlik (stiffness) değerleri MTS cihazının kaydettiği tork- açılanma eğrisinin eğiminden direkt olarak hesaplandı. (Grafik 1)

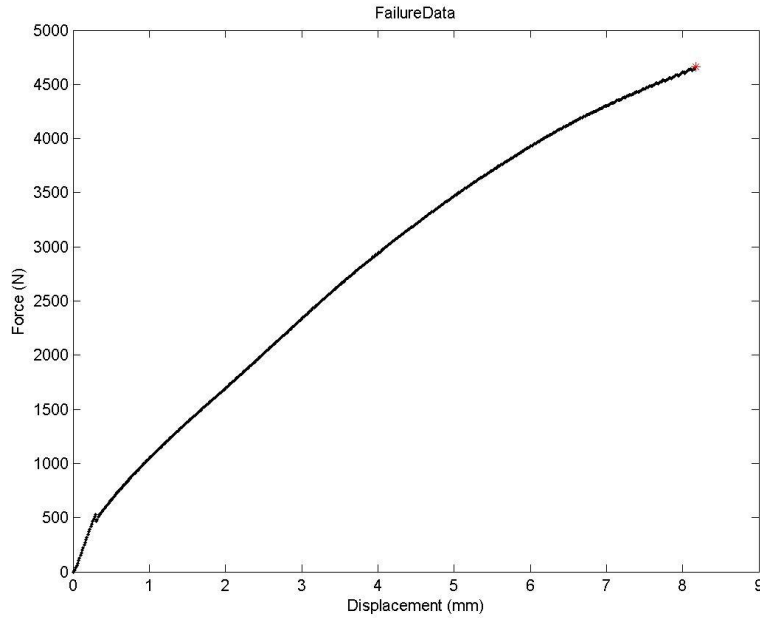


Grafik 1: Grup 2' deki 5. modelin torsiyonel yüklenmeler sırasındaki başlangıç ve son sertliklerinin hesaplanmasında kullanılan tork- açılanma grafikleri

Basma testlerinde başlangıç ve son sertlik (stiffness) değerleri, yetersizlik oluşturan en yüksek kuvvet (failure load) ve bu kuvvetdeki deplasman (failure displacement) değerleri MTS cihazının kaydettiği yük-deplasman eğrisinin eğiminden direkt olarak hesaplandı. (Grafik 2-3)

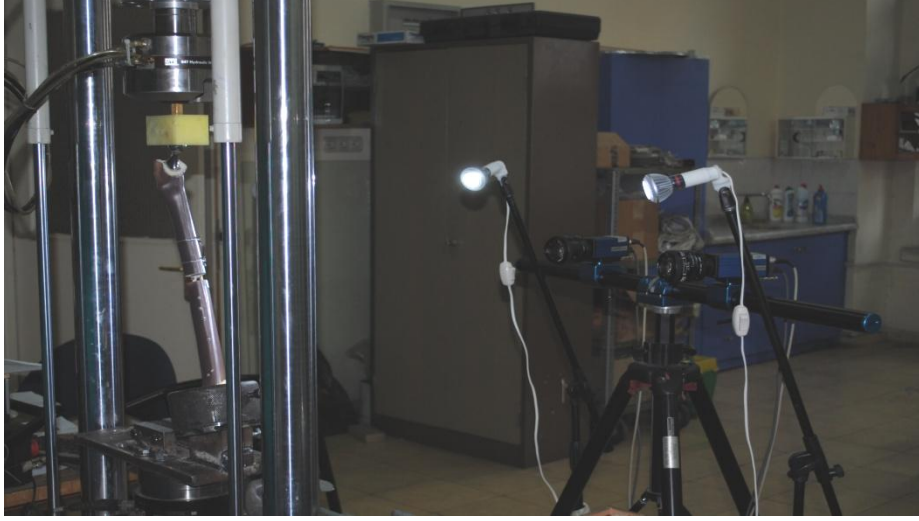


Grafik 2: Grup 2' deki 2. modelin aksiyel yüklenmeler sırasındaki başlangıç ve son sertliklerinin hesaplanmasında kullanılan yük-deplasman grafikleri



Grafik 3: Grup 2 deki 2. modelin aksiyel siklik yüklenmeler sonrasındaki yetersizlik yüklenmesinin grafiği

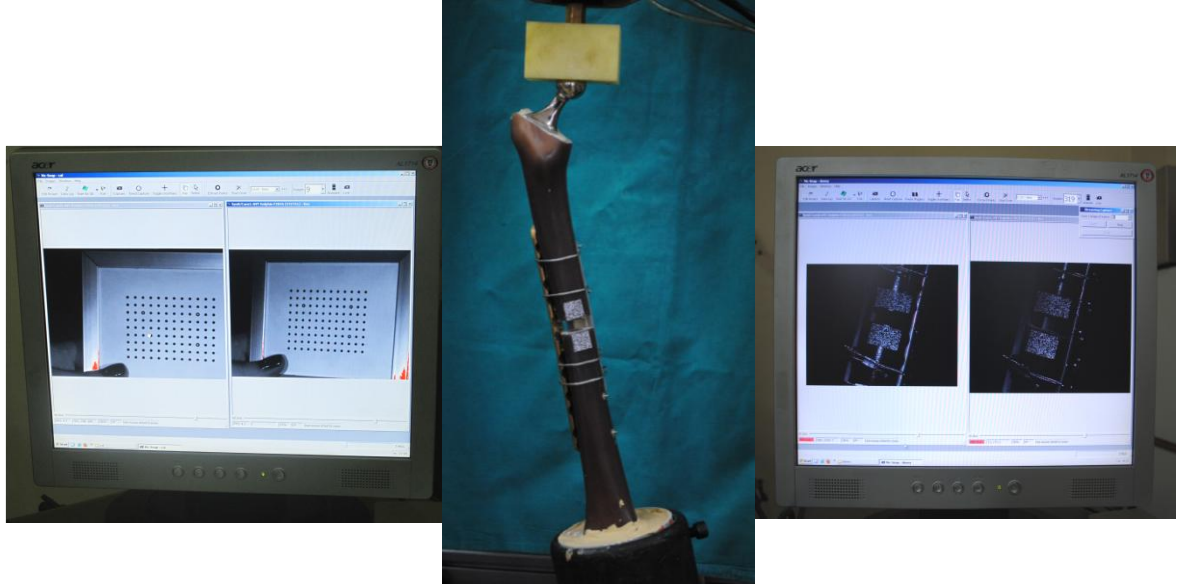
Kırık hattında meydana gelen deplasmanı değerlendirebilmek için ise MTS cihazı ile eş zamanlı olarak çalışan 3-boyutlu dijital imaj korelasyon sistemi kullanıldı. (Resim 30)



Resim 30: 3-boyutlu dijital imaj korelasyon sistemi

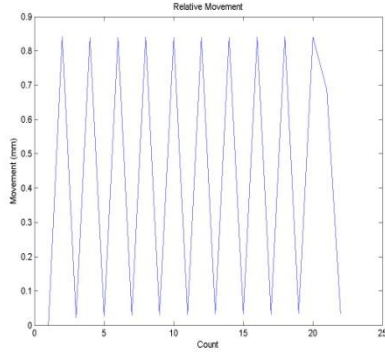
İki kameralı 3-boyutlu dijital imaj korelasyon (3- Dimentions Digital Imaging Correlation- 3D DIC) sistemi ile 3-boyutlu yüzeylerdeki şekil değişimleri, deformasyonlar ve yüzeyler arasında meydana gelen hareketler (deplasmanlar, rotasyonlar) ölçülebilmektedir. Bu sistemde üç boyutlu görüntüler alabilmek 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 uzaysal hareketi ile o cisimden alınan görüntüler üzerindeki noktaların uzaysal 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 kırık hattının iki ucuna yüksek kontrast paterni içeren kağıtlar yapıştırılmış, her test için ayrı ayrı ışık ayarı ve kalibrasyon yapılmıştır. (Resim 31) Grup I ve II' de kontrast içeren kağıtlar kırık hattının anterioruna yapıştırılmışken, grup III'te anteriorda strut allogreft olduğu için kağıtlar kırık hattının posterioruna yapıştırıldı ve testler yapılırken grup III'te model cihaza ters çevrilerek yerleştirildi. Aksiyel yüklenmelerde 15° valgusu sağlamak için alt kısımdaki plaka da ters çevrilip test cihazına tespit edildi.

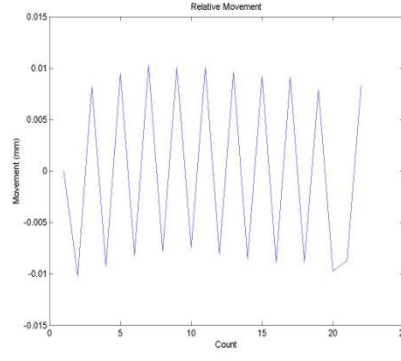


Resim 31: İki kamera stereo optik sisteminde kalibrasyon işlemi ve grup III'teki modelin kontrast paternli test halindeki görüntüsü

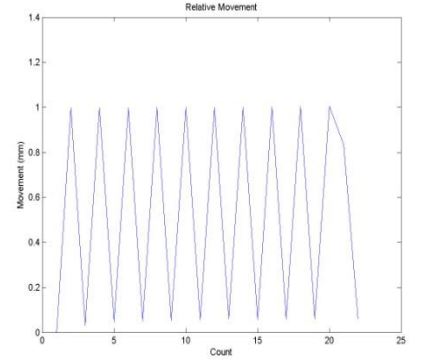
Bu sistem MTS cihazı ile eş zamanlı olarak çalışarak deney esnasında görüntüler alır ve sonrasında bu görüntüleri analiz ederek, ortaya çıkan deplasmanları, rotasyonları ve şekil değiştirmeleri hesaplar. Test materyali MTS cihazına uygun şekilde yerleştirildikten sonra ölçümlerde kullanılan bilgisayar 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 kırık hattında ortaya çıkan deplasmanların miktarı x, y ve z yönlerinde ayrı ayrı hesaplandı (Grafik 4A, B ve C).



A



B



C

Grafik 4: 3-boyutlu görüntü analizi sistemi ile elde edilen hareket analizlerinin grafiği. A- Yatay yönde hareket (x), B-Düşey yönde hareket (y) C-Ön-arka yönde (z) hareket.

III.E. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

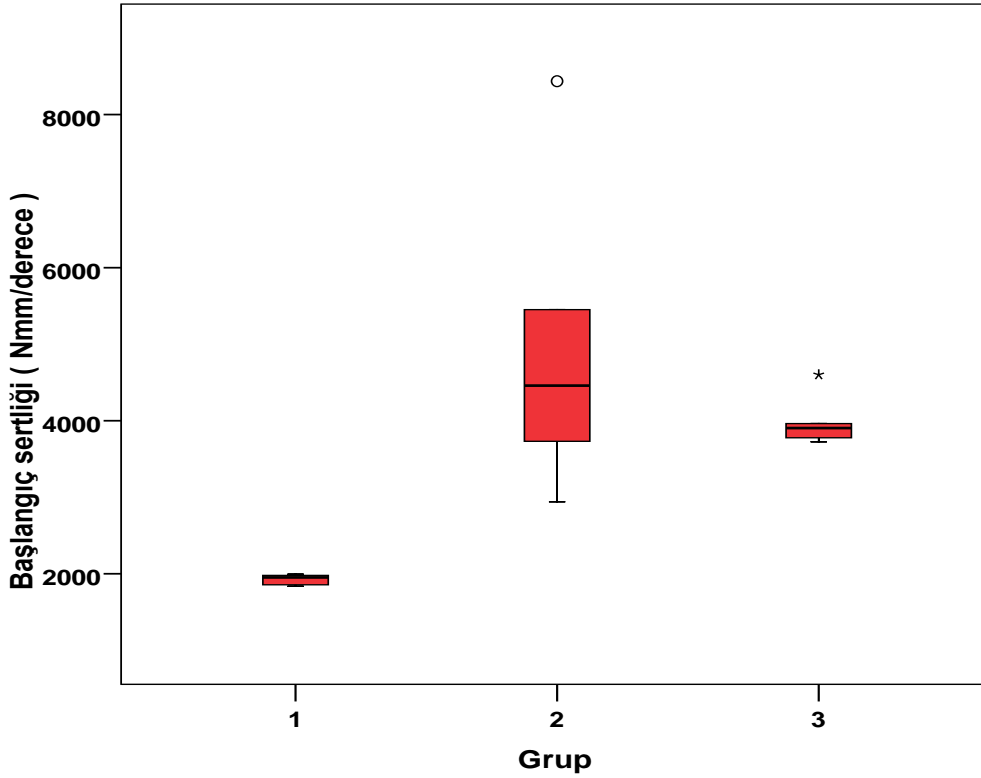
Tüm istatistiksel analizler, istatistik programı SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 15.0 for Windows (SPSS 15.0 for Windows, Chicago, IL) ile yapıldı. Karşılaştırmalar one way ANOVA testi ile yapıldı ve anlamlılık değeri, %95 güven aralığı için, $p < 0,05$ olarak kabul edildi. Gruplar arasındaki karşılaştırmalar için ise post-hoc testlerden Tukey's range test kullanıldı.

BÖLÜM IV

IV. SONUÇLAR

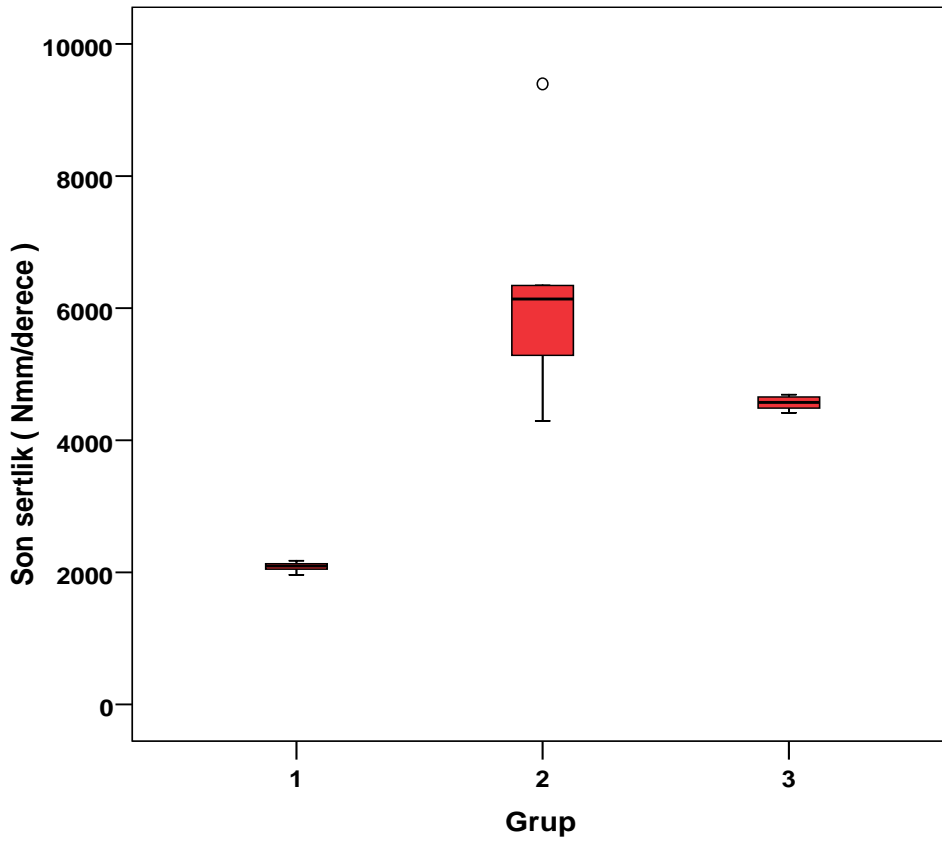
IV.A. ROTASYONEL TESTLERİN SONUÇLARI

Modellerin siklik rotasyon ile başlangıçta gösterdikleri sertlik (stiffness) ortalamaları , grup I'de $1924,07 \pm 72,07$ Nmm/derece, grup II'de $5003,98 \pm 2130,01$ Nmm/derece, grup III'te $3994,22 \pm 352,39$ Nmm/derece olarak bulundu. (Grafik 5) Grupların ön yüklemeler sonrası elde edilen başlangıç sertlikleri (initial stiffness) ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu. ($p < 0,05$). Grup içi karşılaştırmada Grup II en yüksek ortalama torsiyonel başlangıç değerine sahipken, Grup I'e göre istatistiksel anlamlı ($p < 0,05$) , Grup III'e göre aradaki fark anlamsız olarak bulunmuştur ($p > 0,05$)



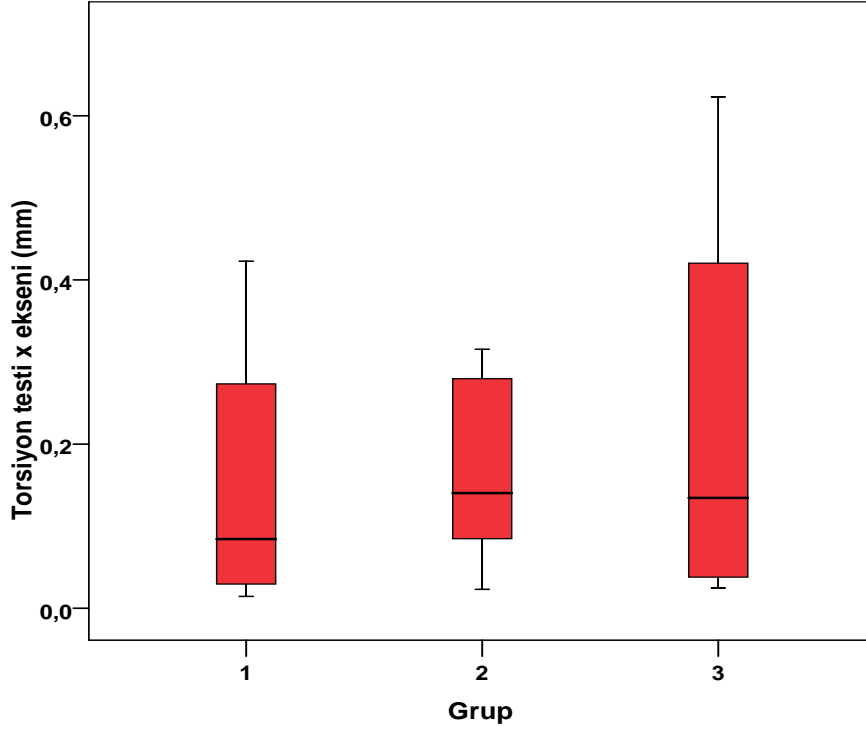
Grafik 5: Grupların torsiyonel başlangıç sertliklerinin karşılaştırılması

Modellerin siklik rotasyon ile 10000 siklüs sonunda gösterdikleri sertlik (stiffness) ortalamaları grup I'de $2082,64 \pm 81,7$ Nmm/derece, grup II'de $6290,76 \pm 1914,26$ Nmm/derece, grup III'te $4563,88 \pm 114,35$ Nmm/derece olarak bulundu. (Grafik 6) Grupların yüklemeler sonrası elde edilen son sertlikleri ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark bulundu. ($p < 0,001$) Grup içi karşılaştırmada Grup II en yüksek ortalama son sertlik değerine sahipken, Grup I'e göre ileri derecede anlamlı ($p < 0,001$), Grup III'e göre anlamsız olarak bulunmuştur. ($p > 0,05$)



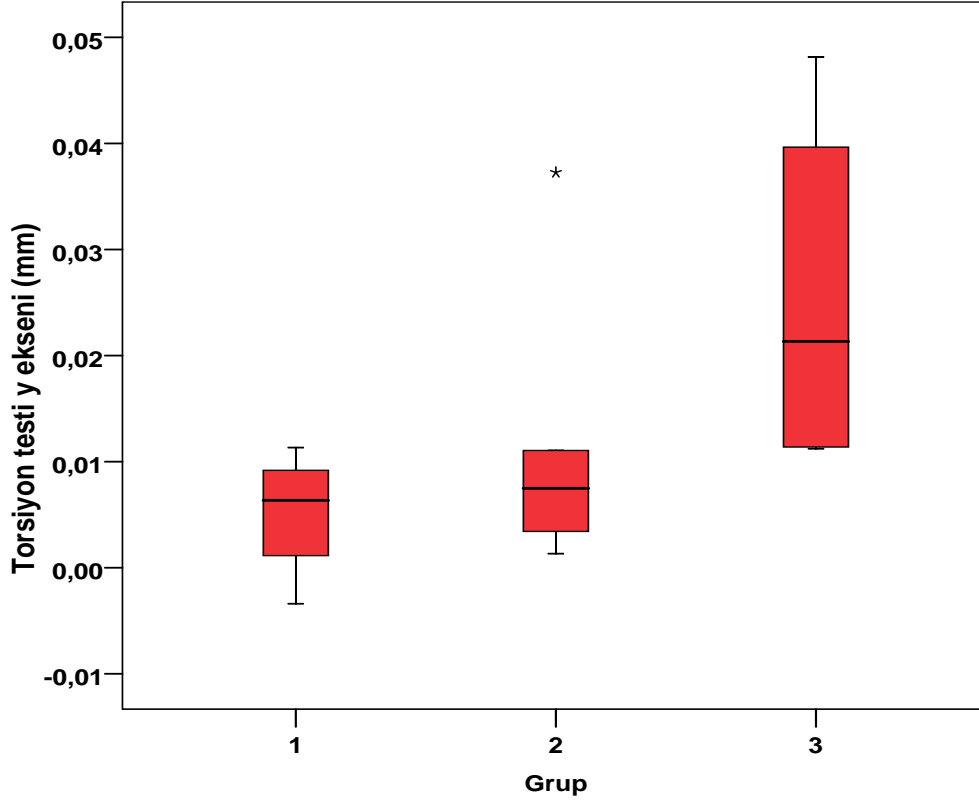
Grafik 6: Grupların torsiyonel son sertliklerinin karşılaştırılması

Modellerin siklik torsiyonel yüklenmeleri başlangıç ve sonunda kırık hattı arasındaki x eksenine göre deplasman miktarı ortalama grup I'de $0,15 \pm 0,18$ mm, grup II'de $0,16 \pm 0,12$ mm, grup III'te $0,22 \pm 0,27$ mm olarak bulundu. (Grafik 7) Sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$)



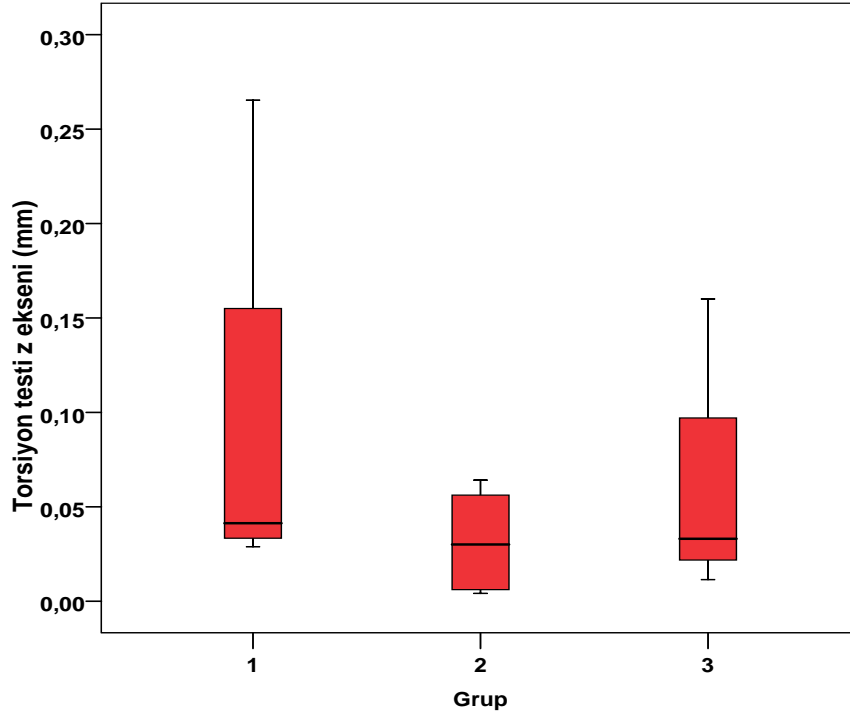
Grafik 7: Grupları siklik torsiyon testi x eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması

Modellerin siklik torsiyonel yüklenmeleri başlangıç ve sonunda kırık hattı arasındaki y eksenine göre deplasman miktarı ortalama grup I'de $0,005 \pm 0,006$ mm, grup II'de $0,121 \pm 0,014$ mm, grup III'de $0,025 \pm 0,017$ mm olarak bulundu. (Grafik 8) Sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$)



Grafik 8: Grupları siklik torsiyon testi y eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması

Modellerin siklik torsiyonel yüklenmeleri başlangıç ve sonunda kırık hattı arasındaki z eksenine göre deplasman miktarı ortalama grup I'de $0,09 \pm 0,11$ mm, grup II'de $0,032 \pm 0,027$ mm, grup III'te $0,059 \pm 0,067$ mm olarak bulundu. (Grafik 9) Sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$)



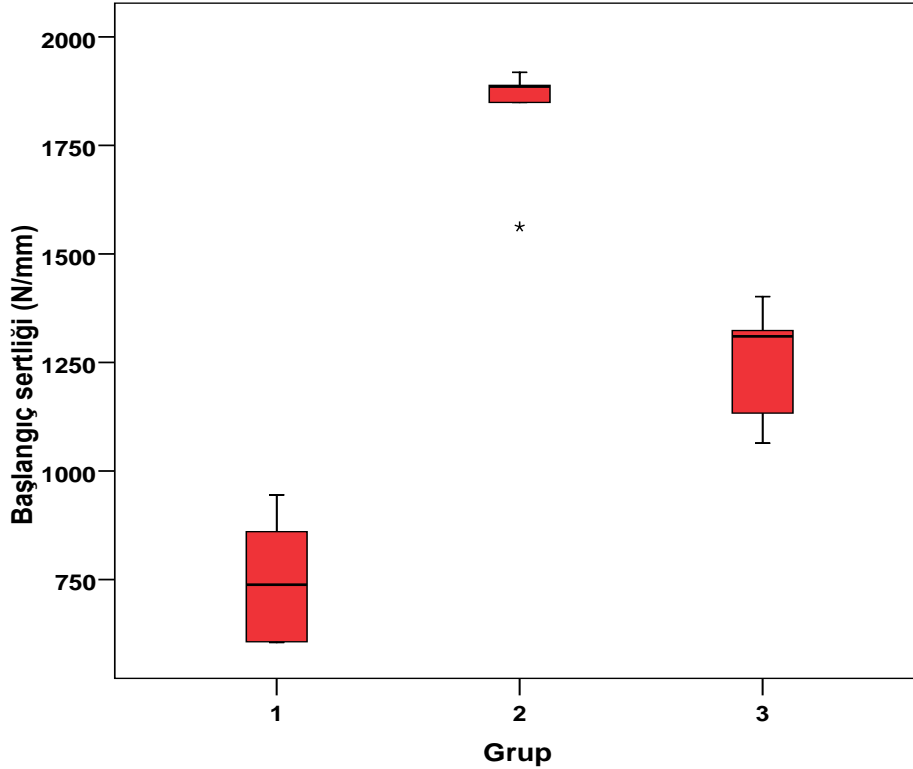
Grafik 9: Grupların siklik torsiyon testi z eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması

Grup	Model	Başlangıç Sertlik (Nmm/derece)	Son Sertlik (Nmm/derece)	Deplasman X	Deplasman Y	Deplasman Z
1	1	1978,98	2047,29	0,044	0,007	0,044
1	2	1952,26	1963,29	0,124	0,005	0,028
1	3	1837,75	2130,97	X	X	X
1	4	1856,71	2095,77	0,022	0,011	0,265
1	5	1994,64	2175,92	0,014	0,003	0,037
2	1	8436,04	9393,85	0,022	0,001	0,006
2	2	2941,93	4293,14	0,140	0,007	0,004
2	3	3731,80	5284,77	0,279	0,011	0,064
2	4	4458,25	6138,59	0,315	0,037	0,056
2	5	5451,86	6343,49	0,004	0,003	0,032
3	1	3776,96	4572,03	0,024	0,048	0,032
3	2	3963,09	4486,63	X	X	X
3	3	3725,22	4690,65	0,623	0,031	0,160
3	4	3904,82	4415,60	0,217	0,011	0,034
3	5	4601,01	4654,52	0,051	0,011	0,011

Tablo 7: Torsiyon testleri sonuçları

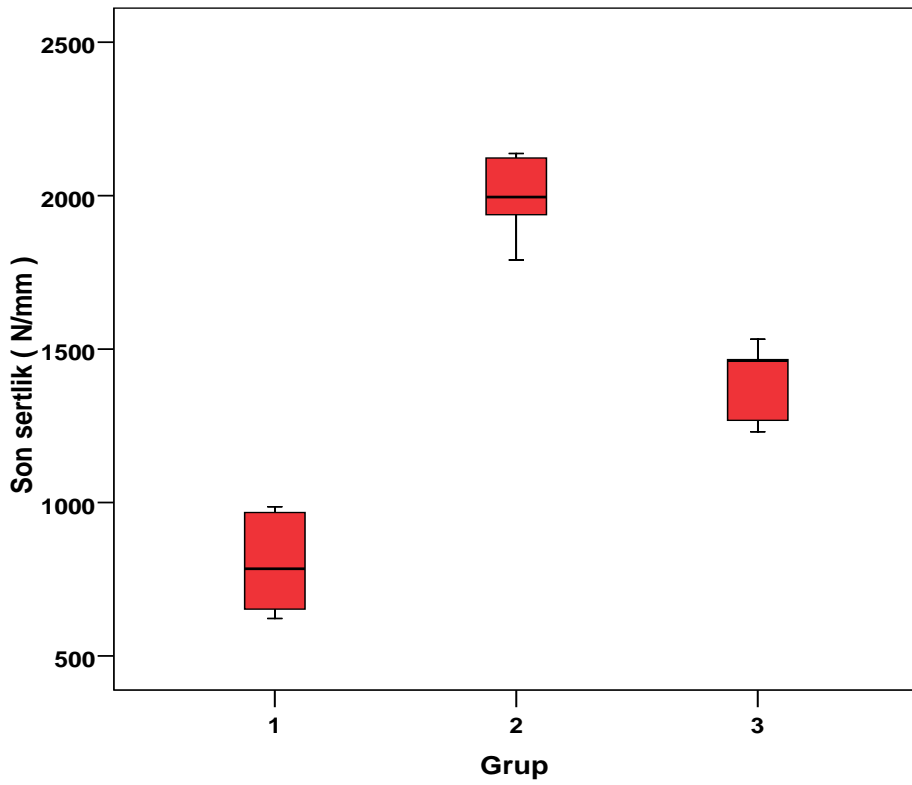
IV.B. BASMA TESTLERİNİN SONUÇLARI

Modellerin siklik aksiyel yüklenme ile başlangıçta gösterdikleri sertlik (stiffness) ortalamaları , grup I'de $750,95 \pm 151,54$ N/mm, grup II' de $1820,76 \pm 146,46$ N/mm, grup III' te $1246,6 \pm 141,57$ N/mm olarak bulundu. (Grafik 10) Grupların ön yüklemeler sonrası elde edilen ortalama başlangıç sertlikleri (initial stiffness) değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark bulundu ($p < 0,001$). Grup içi karşılaştırmada Grup II en yüksek ortalama başlangıç sertliğine sahipken, Grup I ve III' e göre ileri derece anlamlı bulunmuştur. ($p < 0,001$)



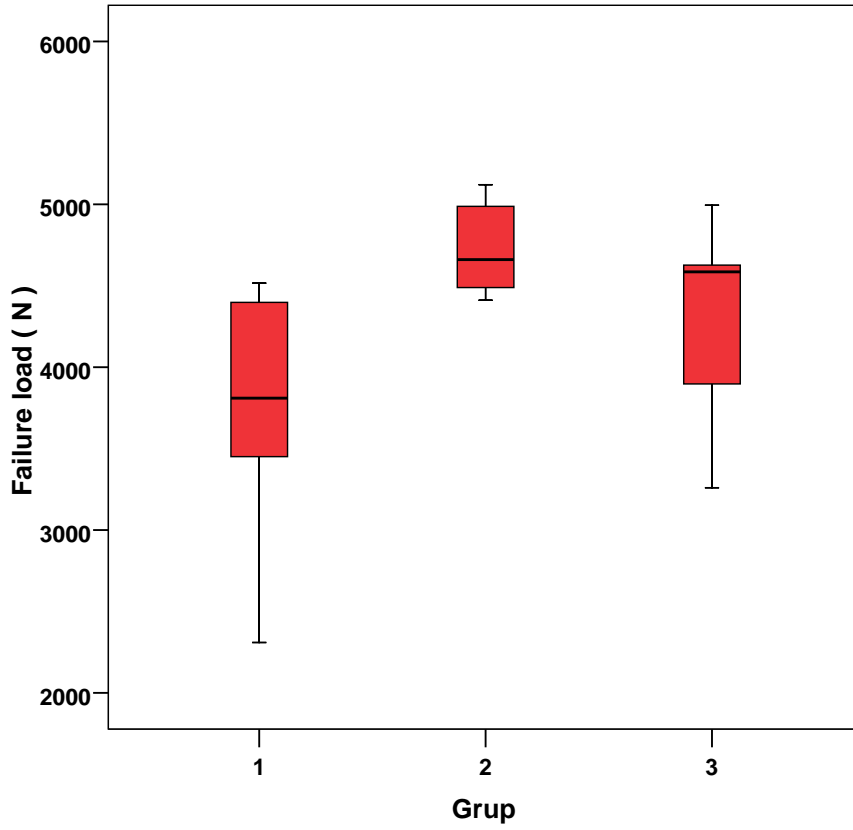
Grafik 10: Grupların aksiyel yüklenme başlangıç sertliklerinin karşılaştırılması

Modellerin siklik aksiyel yüklenme sonunda gösterdikleri sertlik (stiffness) ortalamaları, grup I'de $802,49 \pm 170,51$ N/mm, grup II'de $1996,66 \pm 142,93$ N/mm, grup III'te $1391,73 \pm 133,74$ N/mm olarak bulundu. (Grafik 11) Grupların siklik aksiyel yüklemeler sonrası elde edilen ortalama son sertlik değerleri arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark bulundu ($p < 0,001$). Grup içi karşılaştırmada Grup II en yüksek ortalama değere sahipken, Grup I ve III'e göre ileri derecede anlamlı olarak bulunmuştur. ($p < 0,001$)



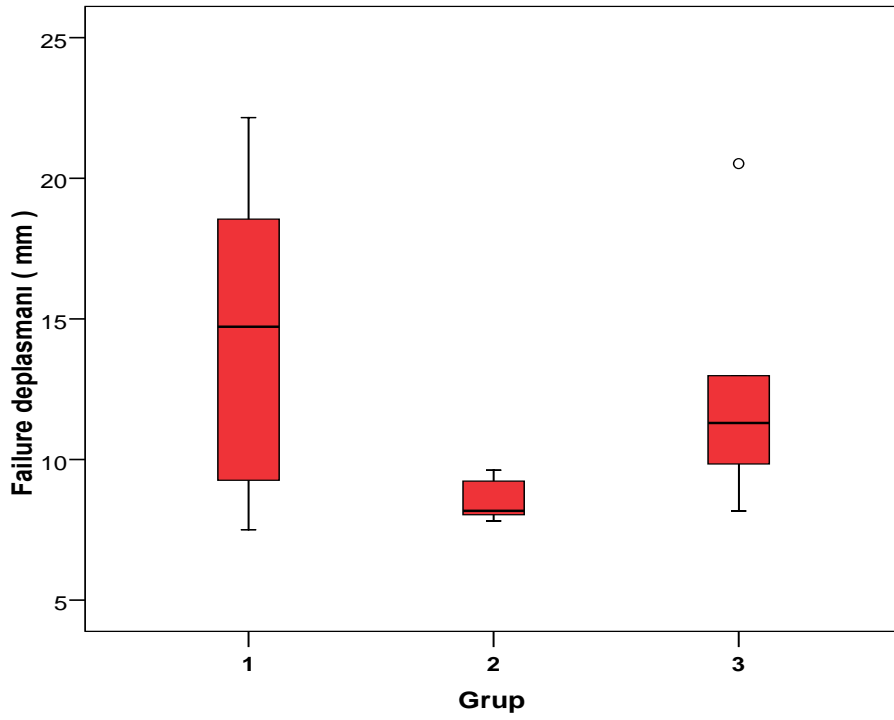
Grafik 11: Grupların aksiyel yüklenme sonundaki sertliklerinin karşılaştırılması

Modellerin aksiyel yüklenme sonrası ortalama aksiyel yetersizlik yüklenmesi (failure load) grup I'de $3696,85 \pm 888,87$ N, grup II'de $4733,7 \pm 309,5$ N, grup III'te $4272,72 \pm 690,97$ N olarak bulunmuştur. (Grafik 12) Sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p>0,05$)



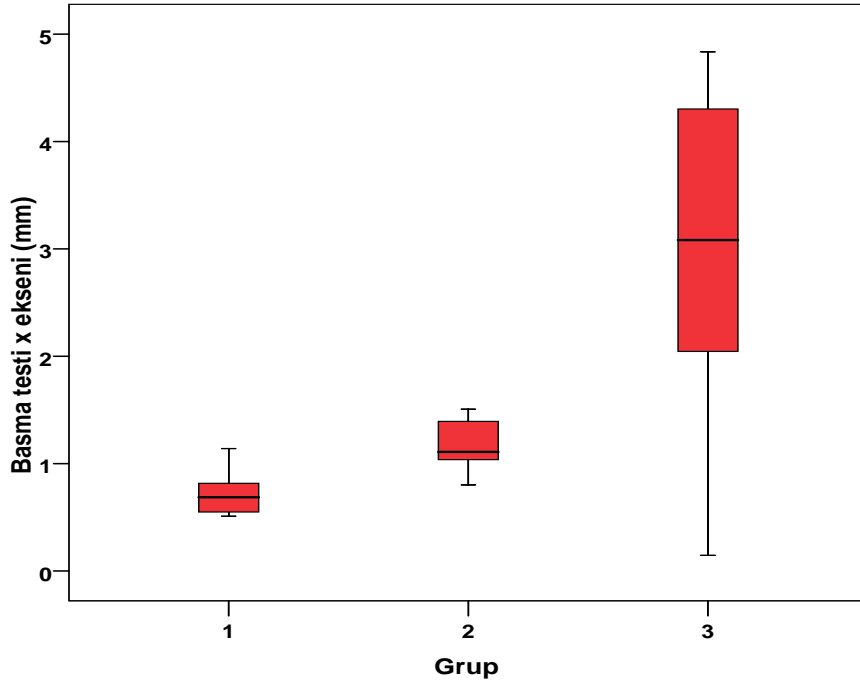
Grafik 12: Grupların aksiyel yetersizlik yüklenme değerlerinin karşılaştırılması

Modellerde yetersizlik ortaya çıkarabilecek en yüksek basma kuvvetinin (failure load), modelin iki ucu arasında oluşturduğu ortalama deplasman miktarları (failure displacement) grup I'de $14,43 \pm 6,15$ mm, grup II'de $8,5 \pm 0,79$ mm, grup III'te $12,56 \pm 4,79$ olarak bulunmuştur. (Grafik 13) Sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. ($p > 0,05$)



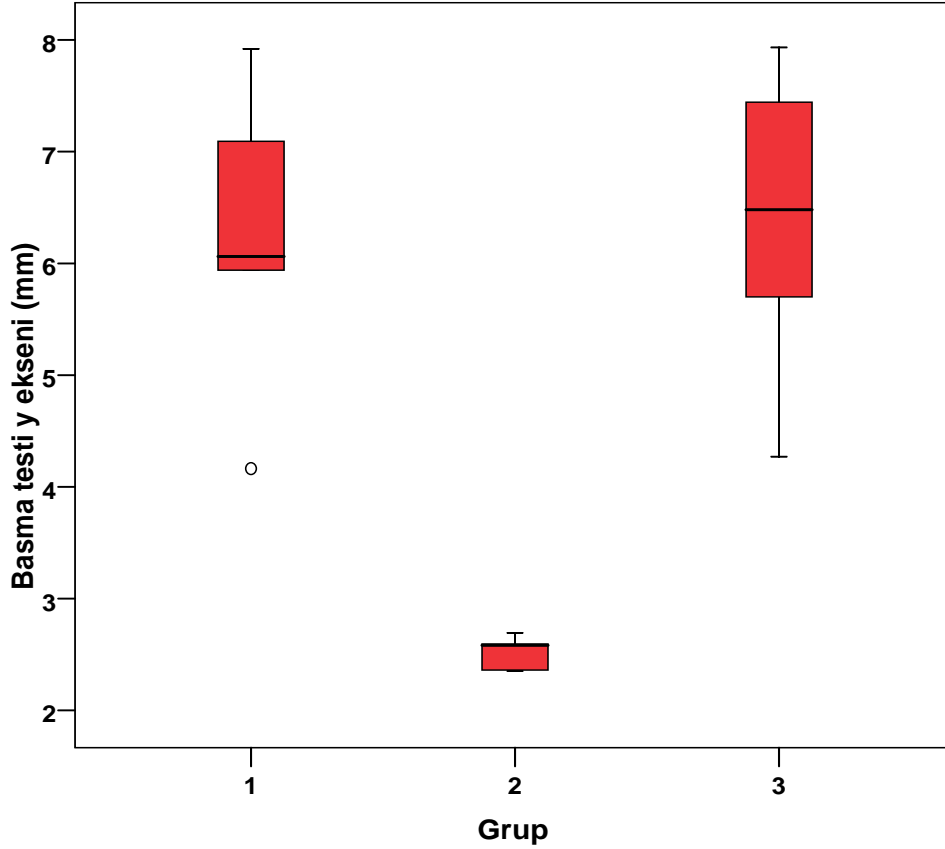
Grafik 13: Grupların aksiyel yetersizlik deplasman değerlerinin karşılaştırılması

Modellerin siklik aksiyel yüklenmeleri başlangıç ve sonunda kırık hattı arasındaki x eksenine göre deplasman miktarı ortalama grup I'de $0,74 \pm 0,25$ mm, grup II'de $1,169 \pm 0,282$ mm, grup III'te $2,88 \pm 1,87$ mm olarak bulundu. (Grafik 14) Sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$) Grup içi karşılaştırmada ise x ekseninde en az hareket Grup I' de görülürken, Grup II' ye göre fark anlamsız ($p > 0,05$), Grup III' e göre fark anlamlı bulunmuştur. ($p < 0,05$) Grup II, Grup III' e göre x ekseninde daha az deplasman göstermişken arada istatistiksel fark bulunmamıştır. ($p > 0,05$)



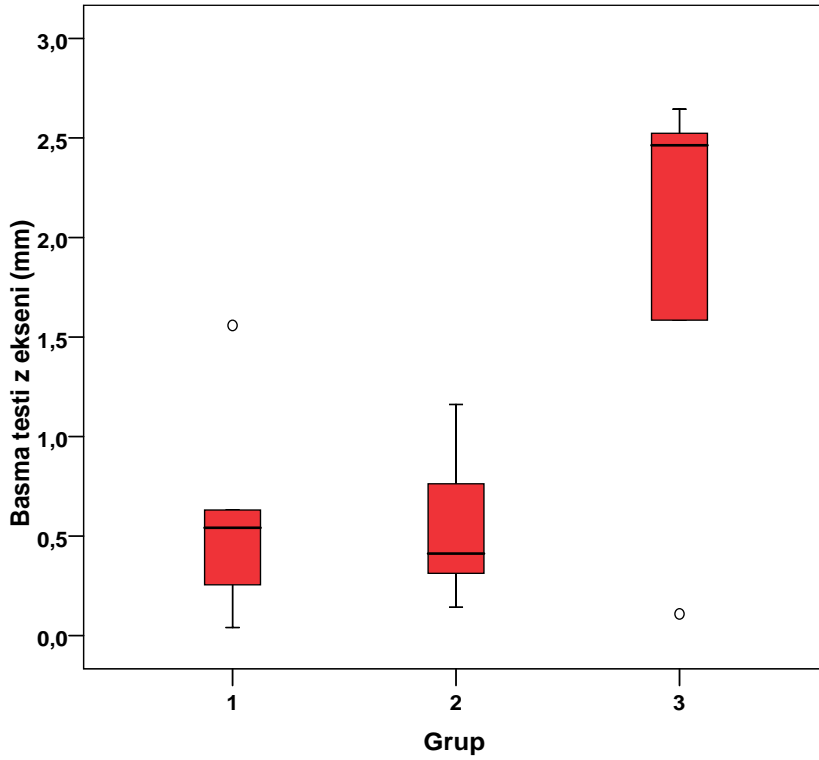
Grafik 14: Grupları siklik aksiyel yüklenme testi x eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması

Modellerin siklik aksiyel yüklenmeleri başlangıç ve sonunda kırık hattı arasındaki y eksenine göre deplasman miktarı ortalama grup I'de $6,23 \pm 1,41$ mm, grup II'de $2,51 \pm 0,15$ mm, grup III'te $6,36 \pm 1,45$ mm olarak bulundu. (Grafik 15) Sonuçlar arasında istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark bulundu ($p < 0,001$) Grup içi karşılaştırmada ise y ekseninde en az deplasman Grup II'de görülürken, Grup I ve III'e göre ileri derecede anlamlı olarak bulunmuştur. ($p < 0,001$)



Grafik 15: Grupları siklik aksiyel yüklenme testi y eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması

Modellerin siklik aksiyel yüklenmeleri başlangıç ve sonunda kırık hattı arasındaki z eksenine göre deplasman miktarı ortalama grup I'de $0,60 \pm 0,58$ mm, grup II'de $0,55 \pm 0,40$ mm, grup III'te $1,86 \pm 1,06$ mm olarak bulundu. (Grafik 16) Sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$) Grup içi karşılaştırmada ise z ekseninde en az deplasman Grup II'de görülürken, Grup I'e göre fark anlamsız ($p > 0,05$), Grup III'e göre fark anlamlı bulunmuştur. ($p < 0,05$) Grup II ve III'ün karşılaştırmasında aralarında anlamlı bir fark olduğu görüldü. ($p < 0,05$)



Grafik 16: Grupları siklik aksiyel yüklenme testi z eksenindeki deplasman miktarının karşılaştırılması

Grup	Model	Başlangıç Sertlik (N/mm)	Son Sertlik (N/mm)	Failure load (N)	Failure deplasmanı (mm)	Deplasman X	Deplasman Y	Deplasman Z
1	1	860,35	967,52	4515,99	14,72	0,68659	4,16313	0,04093
1	2	738,08	784,08	3450,71	18,54	1,1406	5,93899	0,541847
1	3	604,86	622,08	3809,79	9,26	0,549591	7,09305	0,63096
1	4	606,67	652,66	2309,66	7,50	0,816925	7,92071	1,55831
1	5	944,79	986,15	4398,11	22,15	0,509979	6,06205	0,255244
2	1	1888,39	2137,28	4987,39	9,23	0,802361	2,58244	0,76278
2	2	1849,08	1937,74	4660,80	8,17	1,507102	2,69491	1,16107
2	3	1562,46	1790,31	4488,81	8,03	1,393314	2,36079	0,142321
2	4	1885,68	1995,26	4411,15	7,81	1,109387	2,35138	0,41194
2	5	1918,20	2122,75	5120,34	9,62	1,037271	2,59391	0,31317
3	1	1310,16	1532,15	4994,07	12,98	4,83581	7,44333	2,64483
3	2	1401,82	1462,38	4585,39	9,83	3,08243	5,70036	2,46297
3	3	1133,43	1267,79	4626,83	11,29	4,30316	6,48036	2,52366
3	4	1323,50	1465,83	3897,04	8,16	2,04498	4,27059	1,5849
3	5	1064,06	1230,52	3260,24	20,51	0,14577	7,93225	0,1088

Tablo 8: Aksiyel yüklenme ve yetersizlik testleri sonuçları

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

Grup I' deki modellerin yetersizlik yüklenmesinde yetersizlik, tüm modellerde proksimaldeki ilk vidanın giriş yerinden , oblik şekilde kemiğin kırılması şeklinde oldu. Modellerin hiçbirinde protezin stabilitesi bozulmadı. (Resim 32)



Resim 32 : Grup I' deki modellerde yetersizlik oluşumu

Grup II' deki modellerin yetersizlik yüklenmesinde yetersizlik, tüm modellerde medialdeki strut allogrefti tespit eden 2. kablo seviyesinden transvers kırık şeklinde oldu. Modellerin hiçbirinde protezin stabilitesi bozulmadı. (Resim 33)



Resim 33: Grup II' deki modellerde yetersizlik oluşumu

Grup III' deki modellerin yetersizlik yüklenmesinde yetersizlik, ilk 4 modelde kemiğin distal ucuna yakın yerden, oblik kırılması şeklinde oldu. Son modelde yetersizlik proksimal vidanın giriş seviyesinden meydana geldi. Modellerin hiçbirinde protezin stabilitesi bozulmadı. (Resim 34)



Resim 34 : Grup III' deki 1.2.3 ve 4. modellerde yetersizlik oluşumu

BÖLÜM V

V. TARTIŞMA

Protez çevresi femur kırıklarıyla giderek artan oranlarda karşılaşılmaktadır. Bunun nedenleri arasında artroplasti uygulamalarının sayısının artması⁴⁶, artroplasti uygulanan hastaların giderek daha genç ve aktif olmaları, gelişen implant teknolojisiyle protezin hasta üzerinde daha uzun süre kalması, yaşlı nüfusun düşük enerjili travmalara daha fazla maruz kalması ve özellikle genç hastaların yüksek enerjili travmalara maruz kalması⁸ gösterilebilir. Bu nedenler tek başına protez çevresi kırık oluşumuna neden olabilirler mi diye düşünüp geriye dönük incelendiklerinde çoğunda kırık oluşumunu kolaylaştıracak altta yatan bir neden olduğu görülecektir. Tezin içinde bu kırıklara sistematik tedavi yaklaşımı ayrıntılı biçimde incelenirken korunmanın bu kırıkların tedavilerinden daha kolay ve önemli olduğu belirtilmiştir. Bu yüzden artroplasti ile uğraşan ortopedistlerin protez çevresi kırık oluşumundaki risk faktörlerini iyi bilmeleri gerektiği, alınacak ufak önlemler sayesinde bu ciddi komplikasyonla daha az oranda karşılaşılacağı vurgulanmaktadır.

Görülme sıklığı giderek artan bu komplikasyondan korunma ve önleme yöntemlerinin yanında tedavide neler yapacağımızı da iyi bilmemiz gerekmektedir. Tedaviye başlarken kırığa, hastaya ve tespit yöntemine ait faktörleri bir bütün olarak değerlendirip planlama yapmak en uygun yaklaşım olacaktır. Böyle bir kırıkla karşılaştığımızda tedavi algoritması bize oldukça yardımcı olur. Öncelikle kırığın sınıflandırılması, hastaya ait faktörleri değerlendirip konservatif ya da cerrahi tedavi seçeneklerinin belirlenmesi ve cerrahi seçenekler arasından hangi tespit yönteminin kullanılacağı belirlenmesi sırası uygun bir yaklaşımdır.

Total kalça artroplastisi sonrası gelişen femur kırıklarının sınıflandırılmasında birçok sınıflama olmasına karşın en çok kabul gören, uygulaması kolay, tekrarlanabilir, gözlemciler içi ve gözlemciler arası farkı en az olan Vancouver sınıflamasıdır.^{12, 37} Kendi klinik pratiğimizde bu nedenlerden dolayı Vancouver sınıflamasını tercih etmekteyiz. Bu sınıflama ile kırığın anatomik yeri, protezin stabilitesi ve kemik stoğu belirlenip tedavi seçeneklerinin belirlenmesi kolaylaşmaktadır.

Hastaya ait faktörler de tedavi seçiminde bize yol gösterici olmaktadır. Aktivite düzeyi düşük, ek hastalıkları nedeniyle cerrahinin kontrendike olduğu hastalarda konservatif tedavi yöntemleri uygulanabilir. Ancak konservatif tedavinin komplikasyonları da olduğu unutulmamalıdır.^{7, 67, 119}

Cerrahi tedavi için elimizde birçok seçenek bulunmaktadır. Bu seçenekleri belirlemede Vancouver sınıflaması pratik bir kılavuздur. Vancouver sınıflamasına göre kırık tiplerine uygun tedavi seçeneklerini öneren algoritmalar olsa da^{28, 99}, bu kırıklar arasında en sık görülen tip B1 kırıkların tedavisi halen tartışmalıdır.^{7, 81, 86}

Tip B1 kırıkların tedavisinde önerilen yöntem redüksiyon ve internal fiksasyondur. Ancak kırığın redüksiyon şekli (açık- kapalı), kullanılacak tespit materyali, plağın özelliği (kilitli- kilitsiz), kortikal strut allogreft kullanılıp kullanılmaması, kullanılacaksa pozisyonu, plak kullanımında proksimal tespitin nasıl yapılacağı hakkında görüş birliği oluşmamıştır. Bunlarla ilgili birçok klinik ve biyomekanik çalışma yapılmış olsa da halen en stabil tespit yöntemi için araştırmalar devam etmektedir.

Plak teknolojisinin gelişmesiyle son yıllarda ortopedik travmatoloji alanında sıklıkla uygulanmaya başlanan minimal invaziv girişimler, periprostetik femoral kırıklarda da uygulanmaya başlanmıştır. Bu uygulamada kırık indirekt olarak skopi yardımı ile redükte edilir ve küçük insizyonlar ile mümkünse kırık hattı açılmadan plak vida sistemi ile kırık tespit edilir. Bu uygulamanın standart açık redüksiyon tekniklerine göre bazı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır.

İndirekt redüksiyon ile uygulanan tespitte kırık hematomu ve periosteal kanlanma korunduğu için iyileşme daha hızlı, kaynama oranları daha yüksektir ve hastalara erken mobilizasyon imkanı vermektedir.^{40, 74, 109}

Ehlinger ve arkadaşları minimal invaziv teknik ile kilitli plak uyguladıkları 36 periprostetik kırığın prospektif değerlendirmesinde 35 kırıkta kaynama, 31 kırıkta 5°'den az deformite elde etmişler ve minimal invaziv kilitli plak uygulamasının periprostetik kırıklarda uygulanabilir olduğunu göstermişlerdir.

Ricci ve arkadaşları total diz ve kalça artroplastisi sonrası periprostetik kırık gelişen 59 hastada biyolojik plaklama tekniği uygulamışlar ve 1 hasta hariç hepsinde iyileşme olduğunu görmüşler ve sadece biyolojik plak uygulamanın tek başına yetebileceğini bildirmişlerdir.

Kobbe ve arkadaşları periprostetik kırığı olan 16 hastaya minimal invaziv stabilizasyon sistemi (LISS) ile osteosentez uygulamışlar ve bu tedavinin orta dönem sonuçlarını yayınlamışlardır. Vida sıyırması gelişen 2 hasta dışında tüm hastalarda kaynama elde ettiklerini ve klinik fonksiyonel sonuçlarının iyi olduğunu bildirmişlerdir.⁷⁴

Bu iyi sonuçlara rağmen indirekt redüksiyon ile minimal invaziv uygulamanın bazı dezavantajları da vardır. Redüksiyon sırasında skopinin daha fazla kullanılması, kırık hattı açılmadığı için stabilite ve kaynamaya yardımcı olacak greft uygulamalarının yapılamaması, protez çevresine stabiliteyi arttırmak için ek olarak serklaj ya da kablo konulamaması ve belki de en önemlisi tedaviyi değiştirebilecek ameliyat sırasında femoral komponentin stabilitesinin değerlendirilememesi, dezavantajları arasında sayılabilir.

Direkt redüksiyon ile uygulanan plak vida uygulamaları periprostetik femoral kırıkların cerrahi tedavisinde geçmişten bugüne uygulanmıştır ve sonuçları yüz güldürücü olmuştur. Tip B1 kırıklarda Ogden konsepti ile başlayan açık redüksiyon ve internal fiksasyon uygulamaları plağın proksimal tespitine çözüm sunmaktaydı. İlerleyen yıllarda Dall- Miles plağı ile yapılan uygulamalar ile stabil tespit elde edildiği görüldü ve ek olarak strut allogreft kullanılmasına olanak sağladı.

Sandhu ve arkadaşları stabil femoral komponenti bulunan 20 periprostetik femoral kırığı olan hastada açık redüksiyon ve Dall-Miles plak uygulamışlar ve B1 kırığı olan 15 hastanın tümünde kaynama elde etmişler ancak 2 hastada gelişen varus deformitesinden bu sistemin torsiyonel stabilite sağlayamamasını sorumlu tutmuşlardır.¹¹³

Açık redüksiyon ve kilitli plak uygulamaları giderek yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Torsiyonel stabilite sağlamaları, osteoporotik kemiklerde daha stabil olmaları, periosteal kan dolaşımını korumaları avantajlarıdır.

Xue ve arkadaşları açık redüksiyon ve kilitli plak ile tedavi ettikleri 12 tip B1 periprostetik kırık hastasının tümünde kaynama elde ettiklerini bildirmişler ve açık redüksiyon ve kilitli plak uygulamasının B1 kırıklarda basit uygulanma ve düşük komplikasyon oranı ile kullanılabileceğini göstermişlerdir.¹³⁶

Pike ve arkadaşlarının 2009 yılında yayınladıkları bir derlemede B1 periprostetik kırıklarda açık redüksiyon ve kilitli plak fiksasyonunu önermişlerdir.¹⁰⁶ Bu şekilde ameliyat sırasında femoral komponentin stabilitesi değerlendirilebilir, asetabuler komponent değerlendirilip gerekirse revize edilebilir, kırık hattı direkt olarak görülüp redüksiyon

yapılabilir. Ancak bunu yaparken kırık hattının mümkün olduğunca az disseke edilerek tespitinin yapılmasını önermişlerdir.

Vancouver tip B1 kırıklarının tedavisinde sadece serklaj teli ya da kablo kullanımı yetersiz kalmaktadır. Serklaj teli ya da kablo kullanımı daha çok plak veya strut allogreftin tespitinde kullanılmaktadır.^{35, 54, 135} Bu şekilde kombine kullanımda mekanik olarak kablonun serklaj teline göre üstün olduğu gösterilmiştir.⁵²

Periprotetik femoral kırıklarda kortikal strut allogreft kullanımı ilk olarak 1989 yılında Penenberg ve arkadaşları tarafından tarif edilmiş ve olumlu sonuçlar alındığı bildirilmiştir.¹⁰² Ancak zaman içinde B1 kırıklarda plak ile kombine edilmiş strut greft kullanımının daha stabil tespit yöntemi olduğu görülmüş ve uygulamalar bu yönde devam etmiştir.^{34, 35, 56, 135}

Buttaro ve arkadaşları 2007'de yaptıkları bir çalışmada 14 tip B1 kırığı kilitli plak ile tedavi etmişler ve bu kırıkların 5 tanesine ek olarak kortikal strut allogreft kullanmışlar, sonuçta kortikal strut allogreft kullanılan kırıklarda daha iyi sonuç aldıklarını ve kullanılmayan kırıklarda ise plak kırılması ve vida sıyırması nedeniyle yetersizlik geliştiğini bildirmişlerdir.¹⁴

Vancouver tip B1 kırıklarda Ogden konseptinin artan sayılarda kullanılması ile zaman içinde ortaya çıkan fiksasyon kaybı, plağın distalinden kırık oluşması, protez gevşemesi, kaynamama, distaldeki transkortikal vidalara bağlı stres noktaları oluşumu, bu kırıklarda alternatif olarak kilitli plakların kullanılmasını sağlamıştır. Vida başlarının plağa kilitlenebilir olması daha stabil bir tespit yöntemi oluşturmaktadır. Yapılan biyomekanik çalışmalarda bu sistemin aksiyel ve rotasyonel kuvvetlere daha dayanıklı olduğunu göstermektedir.^{76, 103}

4 farklı tespit yönteminin karşılaştırıldığı biyomekanik bir çalışmada, 1. grup kilitli plak ile ve kilitli vidalar ile, 2. grup kilitli plak ve kilitli vida-kablo ile, 3. grup kilitsiz plak ve kilitsiz vida-kablo ile, 4. grup kilitsiz plak, strut allogreft, kilitsiz vida ve kablo ile tespit edilmiş. Sonuçlarda kilitsiz plak ile kombine edilen strut allogreft tespitinin en sağlam tespit yöntemi olduğu gösterilmiştir.¹³⁹

Buna karşın Fulkerson ve arkadaşları tip B1 kırıklarda, kilitli plak ve konvansiyonel plakları karşılaştırmışlar ve kilitli plakların aksiyel ve rotasyonel kuvvetlere daha dayanıklı olduğunu göstermişlerdir.⁴⁵

Yapılan klinik çalışmalar tip B1 kırıklarda kilitli plak ile yapılan tespitlerde olumlu sonuçlar alındığını göstermiştir.^{14, 74, 86, 109} Ehlinger 2011 yılında yaptığı bir klinik çalışmada 14 tip B1 periprostetik kırığa kilitli plak ile osteosentez uygulamış ve bütün hastalarında kaynama sağladığını bildirmiştir.⁴⁰

Periprostetik femoral kırıklarda plak uygulamalarında proksimal tespitite yaşanan teknik zorluklar nedeniyle Ogden konsepti ile başlayan uygulamalar daha sonra yerini plağın üzerinden serklaj ya da kablo tespiti yapabilen Dall-Miles plağına bırakmıştır. İlerleyen teknolojiler sayesinde kilitli plak üzerinde kablo uygulamaları popülarite kazanmaya başlamıştır. Schmotzer ve arkadaşlarının yaptıkları biyomekanik bir çalışmada 6 farklı fiksasyon tekniği karşılaştırılmış ve proksimal unikortikal vida tespitinin en stabil tespit olduğunu göstermişlerdir.¹¹⁴

Buna benzer bir çalışmada 5 farklı fiksasyon tekniği biyomekanik olarak karşılaştırılmış ve proksimal tespitite sadece unikortikal vida ve unikortikal vida-kablo kullanılan 2 tespit yönteminin en stabil olduğu görülmüştür.³⁵ Bu çalışmaya ek olarak kullanılacak strut allogreftin tespiti için proksimal tespitite kablo ve vidanın birlikte kullanımı uygulanabilirlik açısından uygun gözükmekte ve mekanik olarak da üstünlük sağlamaktadır.¹³⁹

Bütün bu bilgilerden yola çıkarak Vancouver tip B1 periprostetik femoral kırıklarda en stabil tespit yönteminin açık redüksiyon, kilitli plak ile kombine olarak kortikal strut greftin kullanıldığı ve proksimal tespitinin unikortikal vida ve kablonun birlikte kullanıldığı tespit yöntemi olduğunu söyleyebiliriz.

Literatüre bakıldığında strut greftin kullanılmasını öneren birçok çalışma olmasına rağmen kullanılacak strut allogretin pozisyonu hakkında karşılaştırmalı bir çalışma yoktur. Yapılan biyomekanik çalışmalarda kırık tespiti için kullanılan strut allogretler femurun lateraline ya da anterioruna koyulmuş ve bunun açıklaması olarak da cerrahi diseksiyonun bu şekilde daha az yapılacağı savunulmuştur.^{24, 34, 35, 135, 139}

Bu savunmalara rağmen periprostetik kırıklarda femurun medialine yerleştirilen strut allogreftin kaynamayı olumsuz etkilediğini gösteren çalışma da yoktur. Hatta Tsiridis ve arkadaşları 2007 yılında yayınladıkları makalede lateralden uygulanan plağa ek olarak anterior ya da medialden strut allogreft uygulanmasını önermişlerdir.¹³⁰ Brady ve arkadaşları periprostetik kırıklarda strut allogreft uygulamasında kemiğin kanlanması

bozulmamasına dikkat çekmişler ve bunun için de posteriordaki linea asperanın disseke edilmemesini önermişlerdir.¹¹ 2007 yılında ülkemizden Göğüş ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada ‘sandviç tekniği’ ni tanımlamışlar ve 30 femur, 15 humerus diafizler kompleks kırığına plak ile kombine ederek ya da sadece 2 adet strut grefti medial ve lateralden kırık hattına tespit etmişler ve ortalama 25 aylık takipte % 88 kaynama oranı elde etmişlerdir. Psödoartroz gelişen 4 hastanın ikisi tekrar aynı teknikle opere edilmiş ve kaynama elde etmişlerdir.⁴⁸

Femurun anatomik ve mekanik aksı arasında 5°-7°'lik açı olduğunu ve alt ekstremitenin mekanik aksının femur medialinden geçtiğini bilmekteyiz. Buna dayanarak tip B1 femoral kırıklarda femur medialine yerleştirilen strut allogreftin mekanik olarak daha iyi destek olacağı düşünülebilir. Bu hipotez doğrultusunda bu çalışmayı planladık ve mekanik olarak strut allogreft pozisyonunu değerlendirmek istedik.

Literatüre bakıldığında TKA sonrası gelişen periprostetik femoral kırıkların biyomekanik çalışmalarının iki şekilde yapıldığı görülmektedir.⁹² Bunlar deneysel metodlar ve bilgisayar destekli metodlardır. Deneysel metodlarda laboratuvar ortamında in vitro olarak fiksasyon yöntemleri, kadaverik ya da sentetik kemikler üzerinde uygulanır ve çeşitli yüklenme protokolleri ve ölçüm metodları ile testler yapılır. Bilgisayar destekli metodlarda sonlu elemanlar yöntemi(finite element analysis) kullanılır ve modellerin mekanik özellikleri öngörülür. Bu metodla yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır.^{19, 23, 84, 91} Biz bu çalışmada in vitro deneysel metodu kullanarak sonuçları değerlendirdik.

Deneysel biyomekanik çalışmalar uygulanırken model kemik olarak kadaverik ya da sentetik kemikler kullanılabilir. Bu iki kemiğin uygulamada birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Kadaverik kemikler in vivo ortamı daha iyi temsil ederler fakat temin edilmeleri zor ve pahalıdır. Kemik kalitesi, yoğunluğu ve geometrisi benzer kemikler bulmak zordur. Bu standardizasyonu sağlamak için DEXA, radyolojik ölçümler gibi çeşitli ek tetkikler yapmak gereklidir. Buna karşılık sentetik kemikler kadaverik kemiklere göre ucuz, kolay temin edilir ve standart geometrik özellikleri vardır. Ancak in vivo ortamı kadaverik kemikler kadar iyi temsil etmezler.²⁹

Son yıllarda endüstriyel gelişmelerin olması ve mekanik testlerin fazla sayıda yapılması ile sentetik kemiklerin gerçek insan kemiğine yakın mekanik özellikte üretilmesi mümkün olmuştur. Çalışmamızda kullandığımız 4. kuşak sentetik femurlar birçok çalışmada kullanılmış ve mekanik özellikleri iyi bilinen ve in vitro deneysel mekanik testlerde

kullanılabilecek insan kemiğine en yakın özellikteki kemikler olduğu için tercih edilmiştir.^{47,}
50, 62

Yapılan biyomekanik periprotetik femur deneylerinde hem sementli hem de sementsiz protezler kullanılmıştır. Sementli kullanılan protezler hem primer cerrahide cerrahin tercihinin bu yönde olması hem de yüklenme sırasında protezin kemik içinde hareketinin minimal olması amaçlandığı için tercih edilmiştir.^{6, 104, 124, 139}. Ancak Schmotzer ve Han yaptıkları iki ayrı biyomekanik çalışmada sementsiz protezler kullanmışlar ve bu şekilde sonuçların etkilenmediğini göstermişlerdir.^{58, 114} Klinik uygulamamızda primer cerrahide genel olarak sementsiz protezler kullandığımız için ve bu uygulamadan sonra gelişen periprotetik kırıkların tespit yöntemini değerlendirmek istediğimiz için sementsiz pres-fit uygulanan protez kullanmayı tercih ettik.

Kırık modeli çeşitli şekillerde oluşturulabilir. Dennis ve arkadaşları yaptıkları çalışmada tip B1 femoral kırık modeli için femoral stemin hemen distalinden, 45° oblik bir osteotomi yapıp kırık fragmanlar arasında boşluk bırakmadan tespit yapmışlardır.³⁴ Wilson ve arkadaşları femoral komponentin hemen distalinden transvers bir osteotomi yapıp arada boşluk bırakmadan kırık modeli oluşturmuşlardır.¹³⁵ Parçalı kırık modeli oluşturmak için femoral komponentin hemen distalinden oblik ya da transvers osteotomi yapıp aradan belirli kalınlıkta silindirik parça çıkarılır. Daha önceki çalışmalarda çıkarılan parçanın kalınlığı 5-20 mm arasında değişmektedir.^{75, 33, 139} Bu çalışmalarda yazarlar neden o kalınlıkta parçalar çıkardıklarından bahsetmemişlerdir. Biz kendi çalışmamızda femoral komponentin hemen distalinden transvers bir osteotomi ile 10 mm uzunluğunda silindirik parça çıkartarak parçalı kırık modeli oluşturmayı amaçladık.

Biyomekanik deneysel çalışmalarda iki şekilde yüklenme yapılabilir. Bunlardan birincisi fizyolojik yüklenmeler, ikincisi ise izometrik yüklenmelerdir. Fizyolojik yüklenmeler ile in vivo ortam temsil edilir ancak düşme gibi anormal yüklenmeler çalışılmaz.^{6, 135} İzometrik yüklenmelerde sadece aksiyel, rotasyon ve bükülme gibi izole yüklenmeler çalışılabilir. Bu şekilde hangi yüklenme ile yetersizlik olduğu tespit edilebilir ancak in vivo ortam temsil edilemez.^{34, 35, 45, 124, 139} Yine bu çalışmalar incelendiğinde aksiyel yüklenme değerlerinin birbirinden çok farklı olduğu görülmekte ancak sistemde geri dönüşümsüz hasar olmaması için ideal yüklenmenin 500 Newton olduğu anlaşılmaktadır. Biz bu çalışmamızda siklik rotasyon, siklik aksiyel ve sonrasında aksiyel yetersizlik yüklenmelerini çalıştık. Yana bükülme in vivo yüklenmeyi temsil etmediği düşünülerek

çalışılmadı. Önceki çalışmalara dayanarak sistemde geri dönüşümsüz hasar olmaması için aksiyel yüklenmeler 500 Newtona kadar çıkıldı.

Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde aksiyel yüklenme testi yapılırken femurun yer ile yaptığı açı arasında farklılıklar olduğu görülmektedir ve bir görüş birliği yoktur. Bu çalışmalarda femur, yürümenin tek ayak basma fazını taklit etmek için 5°-25° arasında valgusta yerleştirilmiştir. Yürüme siklüsü ve femura binen yükler incelendiğinde bir siklüste femura binen yüklerin 12.5°-21° arasında olduğu görülmektedir.⁴ Biz çalışmamızda bu değerler arasında olan 15° valgus yüklenmesini uyguladık.

Zdero ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptıkları in vitro biyomekanik bir çalışmada, 1. grupta kilitli plak + kilitli vida, 2. grupta kilitli plak+ proksimalde kilitli vida-kablo, 3. grupta kilitsiz plak ve 4. grupta kilitsiz plak ve anterior strut greft ile modeller oluşturmuşlar ve bu modellerin aksiyel, rotasyonel, bükülme sertliklerini ve aksiyel yetersizlik yüklenme değerlerini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak kilitsiz plak ve strut greft uygulanan 4. grubun aksiyel, rotasyonel ve bükülme sertliğinin diğer gruplara göre anlamlı olarak yüksek olduğunu göstermişlerdir.¹³⁹ Bizim sonuçlarımız ile karşılaştırdığımızda aksiyel ve rotasyonel yüklenme sertlikleri, benzer olarak strut greft uyguladığımız 2. ve 3. gruplarda, uygulanmayan 1. gruba anlamlı derecede üstün olarak görülmüştür. Bahsedilen literatür, çalışmanın eksik yanlarından birinin, kilitli plak ve strut greftin birlikte kullanıldığı grubun eksik olmasını göstermektedir ve sonuç olarak da kilitli plağın özellikle osteoporotik kemiklerdeki mekanik avantajlarından dolayı strut allogreft ile kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Wilson ve arkadaşları kadaverik femurlarla yaptıkları periprostetik kırık biyomekanik çalışmasında, kilitsiz plaklar ve anterior strut greft ile oluşturdukları grubu, bir grupta sadece kilitsiz plak, diğer grupta anterior ve lateral 2 adet strut greft olan gruplarla karşılaştırmışlardır ve oluşturulan kırık hattındaki deplasmanı değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığını görmüşlerdir.¹³⁵ Biz kendi çalışmamızda torsiyon yüklenmelerinde kırık hattındaki x, y, z planlarındaki deplasmanlar arasında anlamlı bir fark olmadığını gördük. Aksiyel yüklenmelerde ise grup II' nin y ekseninde diğer gruplara göre ileri derecede anlamlı olarak daha az deplasman gösterdiğini tespit ettik. Bu sonuç klinik uygulamada, medial strut allogreft uygulanan periprostetik kırıkların, kırık hattında aksiyel planda daha az deplasman olacağı için diğer gruplara göre daha az psödoartroz riski taşıdığını düşündürebilir.

Haddad ve arkadaşları 2003' de yaptıkları çalışmada strut allogreft uzunluğunu, strut konfigürasyonunu, kablo sayısını, kablo tansiyonunu ve kablo, tel kullanımını, kırık hattındaki hareketi gözleyerek değerlendirmişlerdir. Kablo sayısının artması, kablo geriminin artması ve strut sayısının artması ile daha az interfragmanter hareket olduğunu göstermişlerdir. Strut greft sayısının artmasının fragmanlar arası hareketi belirgin azalttığını göstermişler ancak pozisyonun önemli olmadığını göstermişlerdir.⁵³ Bu çalışmada, biyomekanik açıdan strut greft pozisyonunu değerlendirirse de, bizim çalışmamızdan farklı olarak sadece strut greft kullanılmıştır ve plak ile kombine kullanımı değerlendirilmemiştir.

Dennis ve arkadaşları 2000 yılında yaptıkları biyomekanik bir çalışmada, kadaverik kemikler üzerinde tip B1 periprostetik kırık modeli oluşturmuşlar ve grup I' de sadece lateralden plak ve kablo, grup II' de lateralden plak, distal bikortikal vida, proksimal kablo, grup III' de lateral plak, proksimal unikortikal vida, distal bikortikal vida, grup IV' de lateral plak, proksimal kablo ve unikortikal vida, distal bikortikal vida ve grup V' de anterior ve lateralden 2 adet strut allogreft ile tespit etmişlerdir ve grupların aksiyel, rotasyonel ve bükülme sertliklerini karşılaştırmışlardır. Grup III ve IV' ün tüm yüklenmelerde diğer gruplara göre anlamlı olarak daha üstün olduklarını göstermişlerdir.³⁵ Yine bu çalışmanın bizim çalışmamızdan farklı tarafı kilitli plak ve kilitli plak- strut allogreft kombinasyonu kullanmamasıdır.

Çalışmamızda, tip B1 periprostetik femoral kırıklarda lateralden kilitli plağa ek olarak strut allogreft kullanılmasının gerekliliğini ve kullanılacaksa strut greftin hangi pozisyonda daha stabil tespit yöntemi oluşturacağını test etmeyi amaçladık. Bu şekilde modellere siklik aksiyel, siklik rotasyon ve aksiyel yetersizlik yüklenmeleri uygulayıp modeller arasındaki sertlikleri ve kırık hattındaki deplasman miktarını karşılaştırdık. Rotasyonel yüklenmede grupların başlangıç sertlikleri karşılaştırıldığında, en sert grubun medial strut allogreft uygulanan grup olduğunu, lateral plağa ek olarak strut allogreft kullanmanın sertliği anlamlı arttırdığını ancak greft pozisyonun önemli olmadığını gördük. Rotasyonel siklik yüklenmeler sonrası sertlikler karşılaştırıldığında ise yine en sert yapının medial strut allogreft uygulanan grup olduğunu, lateral plağa ek olarak strut allogreft kullanmanın sertliği anlamlı arttırdığını ancak greft pozisyonun önemli olmadığını gördük. Aksiyel yüklenmeler karşılaştırıldığında başlangıçta ve siklik yüklenmeler sonunda en sert yapının ileri derecede anlamlı olarak medial strut allogreft kullanılan grup olduğunu tespit ettik.

Aksiyel yetersizlik yüklenmeleri karşılaştırıldığında strut allogreft kullanma ve kullanmama arasında anlamlı bir fark olmadığını gördük. Ancak en yüksek yüklenmelere dayanan grubun yine medial strut allogreft kullanılan grup olduğunu tespit ettik. Yetersizlik yüklenmelerinde gruplar arasında anlamlı fark olmasa da sistemde en az deplasman medial strut allogreft uygulanan greft olduğunu gördük.

Çalışmamızdaki bir diğer önemli nokta, aksiyel yetersizlik yüklenmelerinde yetersizliğin strut uygulanmayan ve anterior strut uygulanan gruplarda kemikte olması ve medial strut uygulanan grupta ise strut greftte olmasıdır. Bu sonuç klinik uygulamada, medial strut allogreft uygulanan hastalarda, fizyolojik yüklerden fazla yüklenmelerde strut greftin kırılması ile sonuçlanacak ve hasta takibinde cerrahın geliştirebilecek yeni bir periprotetik kırık riskini anlamasına yardımcı olabilecektir.

Tüm bu sonuçlardan yola çıkarak klinik uygulamada periprotetik kırıklarda medial strut allogreft uygulamasının, stabilite açısından daha üstün olduğu ve hastalara daha erken yük verdirebileceğimiz söylenebilir. Patolojik yüklenmelerde ise takibi yapan cerraha erken uyarı verebilir.

Daha önce literatürde kilitli plak ile birlikte kullanılan strut allogreftin pozisyonunu değerlendiren bir çalışma olmaması, deneysel bir çalışma olması, homojen gruplar oluşturulması, gruplar arasında karşılaştırma yapılması, sonuçların kliniğe uygulanabilir olması, çalışmanın olumlu yanlarıdır. Ancak bazı eksik yönleri de vardır. Bu çalışma in vitro ortamda yapılmıştır. Modeller üzerinde yumuşak doku yoktur. Bu şekilde tespit yöntemleri in vivo ortamla karşılaştırıldığında çok kolay yapılmıştır. Ayrıca mekanik özellikleri değiştirebilecek çevre kas, ligaman yapıları bu çalışmada simüle edilememiştir. Her ne kadar mekanik özellikleri insan kemiğine benzese de, kullanılan kemikler gerçek kemik değildir ve periprotetik kırıkların sık görüldüğü osteoporotik kemik özelliği taşımamaktadır.

BÖLÜM VI

VI. SONUÇ ve ÖNERİLER

Vancouver tip B1 periprostetik femoral kırıklarda medial strut allogreft uygulaması mekanik olarak üstün bir yöntemdir. Fizyolojik yüklenmelere dayanabilmektedir ve patolojik yüklerde yetersizlik gelişimi, proteze ve femura zarar vermemektedir. Klinik uygulamada uygun prensiplerde uygulanırsa hasta ve cerrah açısından olumlu sonuçları vardır.

Bu sonuçları desteklemek için medial strut allogreft uygulaması ile ilgili daha fazla biyomekanik ve bilgisayar destekli çalışmalar yapılmalı ve klinik sonuçlarını değerlendirmek için uzun hasta serileri oluşturulmalıdır.

Sonuç olarak tip B1 periprostetik femoral kırıklarda medial strut allogreft uygulamasını önermekteyiz. Bu uygulama ile mekanik olarak daha sağlam, komplikasyonu daha az bir tespit yapılacağını düşünmekteyiz.

BÖLÜM VII

VII. YARARLANILAN KAYNAKLAR

1. Dikici F, Kalça Artroplastileri Sonrası Gelişen Protez Çevresi Femur Kırıkları ve Tedavileri, 2001, Doktora Tezi
2. Ahlmann E, Patzakis M, Roidis N, Shepherd L, Holtom P. Comparison of anterior and posterior iliac crest bone grafts in terms of harvest-site morbidity and functional outcomes. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A(5):716-720.
3. Ahuja S, Chatterji S. The Mennen femoral plate for fixation of periprosthetic femoral fractures following hip arthroplasty. *Injury.* 2002;33(1):47-50.
4. Allan F Tencer KDJ. *Biomechanics in Orthopedic Trauma*; 1994.
5. Asayama I, Kinsey TL, Mahoney OM. Two-year experience using a limited-incision direct lateral approach in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006;21(8):1083-1091.
6. Barker R, Takahashi T, Toms A, Gregson P, Kuiper JH. Reconstruction of femoral defects in revision hip surgery: risk of fracture and stem migration after impaction bone grafting. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88(6):832-836.
7. Beals RK, Tower SS. Periprosthetic fractures of the femur. An analysis of 93 fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 1996(327):238-246.
8. Berry DJ. Epidemiology: hip and knee. *Orthop Clin North Am.* 1999;30(2):183-190.
9. Bethea JS, 3rd, DeAndrade JR, Fleming LL, Lindenbaum SD, Welch RB. Proximal femoral fractures following total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1982(170):95-106.
10. Bozic K. Read at the Annual Meeting of the Hip Society; 2011 Feb 19, 2011; San Diego, California.
11. Brady OH, Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP. Classification of the hip. *Orthop Clin North Am.* 1999;30(2):215-220.
12. Brady OH, Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP. The reliability and validity of the Vancouver classification of femoral fractures after hip replacement. *J Arthroplasty.* 2000;15(1):59-62.
13. Briant-Evans TW, Veeramootoo D, Tsiridis E, Hubble MJ. Cement-in-cement stem revision for Vancouver type B periprosthetic femoral fractures after total hip arthroplasty. *Acta Orthop.* 2009;80(5):548-552.
14. Buttaro MA, Farfalli G, Paredes Nunez M, Comba F, Piccaluga F. Locking compression plate fixation of Vancouver type-B1 periprosthetic femoral fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(9):1964-1969.
15. Callaghan JJ RA, Rubash HE. *The Adult Hip.* Vol 2; 2007.
16. Callaghan JJ, Salvati EA, Pellicci PM, Wilson PD, Jr., Ranawat CS. Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement, 1979 to 1982. A two to five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(7):1074-1085.
17. Campbell DG, Li P, Stephenson AJ, Oakeshott RD. Sterilization of HIV by gamma irradiation. A bone allograft model. *Int Orthop.* 1994;18(3):172-176.
18. Carter LW, Stovall DO, Young TR. Determination of accuracy of preoperative templating of noncemented femoral prostheses. *J Arthroplasty.* 1995;10(4):507-513.
19. Cegonino J, Garcia Aznar JM, Doblare M, Palanca D, Seral B, Seral F. A comparative analysis of different treatments for distal femur fractures using the finite element method. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2004;7(5):245-256.

20. Chandler HP, King D, Limbird R, et al. The use of cortical allograft struts for fixation of fractures associated with well-fixed total joint prostheses. *Semin Arthroplasty*. 1993;4:99-107.
21. Chandler HP, King D, Limbird R, Hedley A, McCarthy J, Penenberg B, Danylchuk K. The use of cortical allograft struts for fixation of fractures associated with well-fixed total joint prostheses. *Semin Arthroplasty*. 1993;4(2):99-107.
22. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*. 1961;1(7187):1129-1132.
23. Cheal EJ, Hayes WC, White AA, 3rd, Perren SM. Three-dimensional finite element analysis of a simplified compression plate fixation system. *J Biomech Eng*. 1984;106(4):295-301.
24. Choi JK, Gardner TR, Yoon E, Morrison TA, Macaulay WB, Geller JA. The effect of fixation technique on the stiffness of comminuted Vancouver B1 periprosthetic femur fractures. *J Arthroplasty*. 25(6 Suppl):124-128.
25. Christensen CM, Seger BM, Schultz RB. Management of intraoperative femur fractures associated with revision hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1989(248):177-180.
26. Conrad EU, Gretch DR, Obermeyer KR, Moogk MS, Sayers M, Wilson JJ, Strong DM. Transmission of the hepatitis-C virus by tissue transplantation. *J Bone Joint Surg Am*. 1995;77(2):214-224.
27. Cooke PH, Newman JH. Fractures of the femur in relation to cemented hip prostheses. *J Bone Joint Surg Br*. 1988;70(3):386-389.
28. Corten K, Vanrykel F, Bellemans J, Frederix PR, Simon JP, Broos PL. An algorithm for the surgical treatment of periprosthetic fractures of the femur around a well-fixed femoral component. *J Bone Joint Surg Br*. 2009;91(11):1424-1430.
29. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech*. 1996;29(4):525-535.
30. Crockarell JR, Jr., Berry DJ, Lewallen DG. Nonunion after periprosthetic femoral fracture associated with total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1999;81(8):1073-1079.
31. Currall V, Thomason K, Eastaugh-Waring S, Ward AJ, Chesser TJ. The use of LISS femoral locking plates and cabling in the treatment of periprosthetic fractures around stable proximal femoral implants in elderly patients. *Hip Int*. 2008;18(3):207-211.
32. Davidson D, Pike J, Garbuz D, Duncan CP, Masri BA. Intraoperative periprosthetic fractures during total hip arthroplasty. Evaluation and management. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90(9):2000-2012.
33. Demos HA, Briones MS, White PH, Hogan KA, Barfield WR. A Biomechanical Comparison of Periprosthetic Femoral Fracture Fixation in Normal and Osteoporotic Cadaveric Bone. *J Arthroplasty*.
34. Dennis MG, Simon JA, Kummer FJ, Koval KJ, Di Cesare PE. Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures: a biomechanical comparison of two techniques. *J Orthop Trauma*. 2001;15(3):177-180.
35. Dennis MG, Simon JA, Kummer FJ, Koval KJ, DiCesare PE. Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures occurring at the tip of the stem: a biomechanical study of 5 techniques. *J Arthroplasty*. 2000;15(4):523-528.
36. DM D. Cable techniques for trochanteric and femoral allograft fixation. *Techniques in Orthopedics*. 1991;6:7-14.
37. Duncan CP, Masri BA. Fractures of the femur after hip replacement. *Instr Course Lect*. 1995;44:293-304.

38. Dysart SH, Savory CG, Callaghan JJ. Nonoperative treatment of a postoperative fracture around an uncemented porous-coated femoral component. *J Arthroplasty*. 1989;4(2):187-190.
39. Egan KJ, Di Cesare PE. Intraoperative complications of revision hip arthroplasty using a fully porous-coated straight cobalt-chrome femoral stem. *J Arthroplasty*. 1995;10 Suppl:S45-51.
40. Ehlinger M, Adam P, Di Marco A, Arlettaz Y, Moor BK, Bonnomet F. Periprosthetic femoral fractures treated by locked plating: feasibility assessment of the mini-invasive surgical option. A prospective series of 36 fractures. *Orthop Traumatol Surg Res*. 97(6):622-628.
41. Emerson RH, Jr., Malinin TI, Cuellar AD, Head WC, Peters PC. Cortical strut allografts in the reconstruction of the femur in revision total hip arthroplasty. A basic science and clinical study. *Clin Orthop Relat Res*. 1992(285):35-44.
42. Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res*. 1990(257):107-128.
43. Fink B, Fuerst M, Singer J. Periprosthetic fractures of the femur associated with hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2005;125(7):433-442.
44. Friedlaender GE, Strong DM, Sell KW. Studies on the antigenicity of bone. I. Freeze-dried and deep-frozen bone allografts in rabbits. *J Bone Joint Surg Am*. 1976;58(6):854-858.
45. Fulkerson E, Koval K, Preston CF, Iesaka K, Kummer FJ, Egol KA. Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures associated with cemented femoral stems: a biomechanical comparison of locked plating and conventional cable plates. *J Orthop Trauma*. 2006;20(2):89-93.
46. Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP. Periprosthetic fractures of the femur: principles of prevention and management. *Instr Course Lect*. 1998;47:237-242.
47. Gardner MP, Chong AC, Pollock AG, Wooley PH. Mechanical evaluation of large-size fourth-generation composite femur and tibia models. *Ann Biomed Eng*. 38(3):613-620.
48. Gogus A, Ozturk C, Tezer M, Camurdan K, Hamzaoglu A. "Sandwich technique" in the surgical treatment of primary complex fractures of the femur and humerus. *Int Orthop*. 2007;31(1):87-92.
49. Goldberg VM, Bos GD, Heiple KG, Zika JM, Powell AE. Improved acceptance of frozen bone allografts in genetically mismatched dogs by immunosuppression. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66(6):937-950.
50. Grover P, Albert C, Wang M, Harris GF. Mechanical characterization of fourth generation composite humerus. *Proc Inst Mech Eng H*. 225(12):1169-1176.
51. Gulsen M, Karatosun V, Uyulgan B. The biomechanical assessment of fixation methods in periprosthetic femur fractures. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 45(4):266-269.
52. Haddad FS DM, Brady O et al. A biomechanical evaluation. *Hip Int*. 2003;13:148-158.
53. Haddad FS DM, Brady O, Masri BA, Garbuz DS, Goertzen DJ, Oxland TR, Duncan CP. A biomechanical evaluation of cortical onlay allograft struts in the treatment of periprosthetic femoral fracture. *Hip International*. 2003;13:148-158.
54. Haddad FS, Duncan CP. Cortical onlay allograft struts in the treatment of periprosthetic femoral fractures. *Instr Course Lect*. 2003;52:291-300.

55. Haddad FS, Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP. Structural proximal femoral allografts for failed total hip replacements: a minimum review of five years. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82(6):830-836.
56. Haddad FS, Marston RA, Muirhead-Allwood SK. The Dall-Miles cable and plate system for periprosthetic femoral fractures. *Injury.* 1997;28(7):445-447.
57. Haddad FS, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP. The prevention of periprosthetic fractures in total hip and knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 1999;30(2):191-207.
58. Han SM. Comparison of wiring techniques for bone fracture fixation in total hip arthroplasty. *Tohoku J Exp Med.* 2000;192(1):41-48.
59. Harry A Demos MSB, Peter H. White, Kathleen A. Hogan, William R. Barfield. A biomechanical comparison of periprosthetic femoral fracture fixation in normal and osteoporotic cadaveric bone. *The Journal of Arthroplasty.* 2011.
60. Head WC, Malinin TI, Mallory TH, Emerson RH, Jr. Onlay cortical allografting for the femur. *Orthop Clin North Am.* 1998;29(2):307-312.
61. Head WC, Wagner RA, Emerson RH, Jr., Malinin TI. Restoration of femoral bone stock in revision total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 1993;24(4):697-703.
62. Heiner AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias. *J Biomech.* 2008;41(15):3282-3284.
63. Herzwurm PJ, Walsh J, Pettine KA, Ebert FR. Prophylactic cerclage: a method of preventing femur fracture in uncemented total hip arthroplasty. *Orthopedics.* 1992;15(2):143-146.
64. Jarit GJ, Sathappan SS, Panchal A, Strauss E, Di Cesare PE. Fixation systems of greater trochanteric osteotomies: biomechanical and clinical outcomes. *J Am Acad Orthop Surg.* 2007;15(10):614-624.
65. Jensen JS, Barfod G, Hansen D, Larsen E, Linde F, Menck H, Olsen B. Femoral shaft fracture after hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand.* 1988;59(1):9-13.
66. Johansson JE, McBroom R, Barrington TW, Hunter GA. Fracture of the ipsilateral femur in patients with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(9):1435-1442.
67. Johnson KD, Johnston DW, Parker B. Comminuted femoral-shaft fractures: treatment by roller traction, cerclage wires and an intramedullary nail, or an interlocking intramedullary nail. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(8):1222-1235.
68. Jones CA, Voaklander DC, Johnston DW, Suarez-Almazor ME. Health related quality of life outcomes after total hip and knee arthroplasties in a community based population. *J Rheumatol.* 2000;27(7):1745-1752.
69. Kamineni S, Vindlacheruvu R, Ware HE. Peri-prosthetic femoral shaft fractures treated with plate and cable fixation. *Injury.* 1999;30(4):261-268.
70. Kampshoff J, Stoffel KK, Yates PJ, Erhardt JB, Kuster MS. The treatment of periprosthetic fractures with locking plates: effect of drill and screw type on cement mantles: a biomechanical analysis. *Arch Orthop Trauma Surg.* 130(5):627-632.
71. Kelley SS. Periprosthetic Femoral Fractures. *J Am Acad Orthop Surg.* 1994;2(3):164-172.
72. Kirby BM, Wilson JW. Effect of circumferential bands on cortical vascularity and viability. *J Orthop Res.* 1991;9(2):174-179.
73. Knight JL, Atwater RD. Preoperative planning for total hip arthroplasty. Quantitating its utility and precision. *J Arthroplasty.* 1992;7 Suppl:403-409.
74. Kobbe P, Klemm R, Reilmann H, Hockertz TJ. Less invasive stabilisation system (LISS) for the treatment of periprosthetic femoral fractures: a 3-year follow-up. *Injury.* 2008;39(4):472-479.

75. Konstantinidis L, Hauschild O, Beckmann NA, Hirschmuller A, Sudkamp NP, Helwig P. Treatment of periprosthetic femoral fractures with two different minimal invasive angle-stable plates: Biomechanical comparison studies on cadaveric bones. *Injury*. 41(12):1256-1261.
76. Koval KJ, Hoehl JJ, Kummer FJ, Simon JA. Distal femoral fixation: a biomechanical comparison of the standard condylar buttress plate, a locked buttress plate, and the 95-degree blade plate. *J Orthop Trauma*. 1997;11(7):521-524.
77. Kregor PJ, Stannard JA, Zlowodzki M, Cole PA. Treatment of distal femur fractures using the less invasive stabilization system: surgical experience and early clinical results in 103 fractures. *J Orthop Trauma*. 2004;18(8):509-520.
78. Kumar V, Kanabar P, Owen PJ, Rushton N. Less invasive stabilization system for the management of periprosthetic femoral fractures around hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2008;23(3):446-450.
79. Larson JE, Chao EY, Fitzgerald RH. Bypassing femoral cortical defects with cemented intramedullary stems. *J Orthop Res*. 1991;9(3):414-421.
80. Levenberg R, Iorio R, Gingrich K, Berman AT. Answer please. Femur fractures associated with total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 1990;13(10):1185, 1188-1189.
81. Lewallen DG, Berry DJ. Periprosthetic fracture of the femur after total hip arthroplasty: treatment and results to date. *Instr Course Lect*. 1998;47:243-249.
82. Malkani AL, Settecerci JJ, Sim FH, Chao EY, Wallrichs SL. Long-term results of proximal femoral replacement for non-neoplastic disorders. *J Bone Joint Surg Br*. 1995;77(3):351-356.
83. Mallory TH, Kraus TJ, Vaughn BK. Intraoperative femoral fractures associated with cementless total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 1989;12(2):231-239.
84. Mann KA, Ayers DC, Damron TA. Effects of stem length on mechanics of the femoral hip component after cemented revision. *J Orthop Res*. 1997;15(1):62-68.
85. Masri BA, Campbell DG, Garbuz DS, Duncan CP. Seven specialized exposures for revision hip and knee replacement. *Orthop Clin North Am*. 1998;29(2):229-240.
86. Masri BA, Meek RM, Duncan CP. Periprosthetic fractures evaluation and treatment. *Clin Orthop Relat Res*. 2004(420):80-95.
87. Maury AC, Pressman A, Cayen B, Zalzal P, Backstein D, Gross A. Proximal femoral allograft treatment of Vancouver type-B3 periprosthetic femoral fractures after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(5):953-958.
88. McElfresh EC, Coventry MB. Femoral and pelvic fractures after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1974;56(3):483-492.
89. Meek RM, Garbuz DS, Masri BA, Greidanus NV, Duncan CP. Intraoperative fracture of the femur in revision total hip arthroplasty with a diaphyseal fitting stem. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86-A(3):480-485.
90. Meek RM, Norwood T, Smith R, Brenkel IJ, Howie CR. The risk of peri-prosthetic fracture after primary and revision total hip and knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 93(1):96-101.
91. Mihalko WM, Beaudoin AJ, Cardea JA, Krause WR. Finite-element modelling of femoral shaft fracture fixation techniques post total hip arthroplasty. *J Biomech*. 1992;25(5):469-476.
92. Moazen M, Jones AC, Jin Z, Wilcox RK, Tsiridis E. Periprosthetic fracture fixation of the femur following total hip arthroplasty: a review of biomechanical testing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 26(1):13-22.
93. Mont MA, Maar DC, Krackow KA, Hungerford DS. Hoop-stress fractures of the proximal femur during hip arthroplasty. Management and results in 19 cases. *J Bone Joint Surg Br*. 1992;74(2):257-260.

94. Morrey BF, Kavanagh BF. Complications with revision of the femoral component of total hip arthroplasty. Comparison between cemented and uncemented techniques. *J Arthroplasty*. 1992;7(1):71-79.
95. Mulliken BD, Rorabeck CH, Bourne RB. Uncemented revision total hip arthroplasty: a 4-to-6-year review. *Clin Orthop Relat Res*. 1996(325):156-162.
96. Nelson CL. Periprosthetic fractures of the femur following hip arthroplasty. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2002;31(4):221-223.
97. Ogden WS RJ. Fractures beneath hip prostheses. A special indication for parham bands and plating. *Orthop Trans*. 1978;2:70.
98. Partridge AJ, Evans PE. The treatment of fractures of the shaft of the femur using nylon cerclage. *J Bone Joint Surg Br*. 1982;64(2):210-214.
99. Parvizi J, Rapuri VR, Purtill JJ, Sharkey PF, Rothman RH, Hozack WJ. Treatment protocol for proximal femoral periprosthetic fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 2004;86-A Suppl 2:8-16.
100. Pazzaglia U, Byers PD. Fractured femoral shaft through an osteolytic lesion resulting from the reaction to a prosthesis. A case report. *J Bone Joint Surg Br*. 1984;66(3):337-339.
101. Pellicci PM, Inglis AE, Salvati EA. Perforation of the femoral shaft during total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62(2):234-240.
102. Penenberg BL CH, Young SK. Femoral fractures below hip implants. A new safe technique of fixation. *Orthop Trans*. 1989;13:496-499.
103. Perren SM. The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application. *Injury*. 1991;22 Suppl 1:1-41.
104. Peters CL, Bachus KN, Davitt JS. Fixation of periprosthetic femur fractures: a biomechanical analysis comparing cortical strut allograft plates and conventional metal plates. *Orthopedics*. 2003;26(7):695-699.
105. Petersen VS. Problems with the Mennen plate when used for femoral fractures associated with implants. A report of 5 patients. *Int Orthop*. 1998;22(3):169-170.
106. Pike J, Davidson D, Garbuz D, Duncan CP, O'Brien PJ, Masri BA. Principles of treatment for periprosthetic femoral shaft fractures around well-fixed total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009;17(11):677-688.
107. Poss R, Ewald FC, Thomas WH, Sledge CB. Complications of total hip-replacement arthroplasty in patients with rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 1976;58(8):1130-1133.
108. Rayan F, Haddad F. Periprosthetic femoral fractures in total hip arthroplasty - a review. *Hip Int*. 20(4):418-426.
109. Ricci WM, Borrelli J, Jr. Operative management of periprosthetic femur fractures in the elderly using biological fracture reduction and fixation techniques. *Injury*. 2007;38 Suppl 3:S53-58.
110. Roffman M, Mendes DG. Fracture of the femur after total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 1989;12(8):1067-1070.
111. Salas C, Mercer D, DeCoster TA, Reda Taha MM. Experimental and probabilistic analysis of distal femoral periprosthetic fracture: a comparison of locking plate and intramedullary nail fixation. Part A: experimental investigation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 14(2):157-164.
112. Salas C, Mercer D, DeCoster TA, Reda Taha MM. Experimental and probabilistic analysis of distal femoral periprosthetic fracture: a comparison of locking plate and intramedullary nail fixation. Part B: probabilistic investigation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 14(2):175-182.

113. Sandhu R, Avramidis K, Johnson-Nurse C. Dall-Miles cable and plate fixation system in the treatment of periprosthetic femoral fractures: a review of 20 cases. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2005;13(3):259-266.
114. Schmotzer H, Tchejeyan GH, Dall DM. Surgical management of intra- and postoperative fractures of the femur about the tip of the stem in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1996;11(6):709-717.
115. Schwartz JT, Jr., Mayer JG, Engh CA. Femoral fracture during non-cemented total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1989;71(8):1135-1142.
116. Scott RD, Turner RH, Leitzes SM, Aufranc OE. Femoral fractures in conjunction with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 1975;57(4):494-501.
117. Serocki JH, Chandler RW, Dorr LD. Treatment of fractures about hip prostheses with compression plating. *J Arthroplasty*. 1992;7(2):129-135.
118. Slooff TJ, Buma P, Schreurs BW, Schimmel JW, Huiskes R, Gardeniers J. Acetabular and femoral reconstruction with impacted graft and cement. *Clin Orthop Relat Res*. 1996(324):108-115.
119. Somers JF, Suy R, Stuyck J, Mulier M, Fabry G. Conservative treatment of femoral shaft fractures in patients with total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1998;13(2):162-171.
120. Springer BD, Berry DJ, Lewallen DG. Treatment of periprosthetic femoral fractures following total hip arthroplasty with femoral component revision. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A(11):2156-2162.
121. Stuchin SA. Femoral shaft fracture in porous and press-fit total hip arthroplasty. *Orthop Rev*. 1990;19(2):153-159.
122. Sydney SV, Mallory TH. Controlled perforation. A safe method of cement removal from the femoral canal. *Clin Orthop Relat Res*. 1990(253):168-172.
123. Tadross TS, Nanu AM, Buchanan MJ, Checketts RG. Dall-Miles plating for periprosthetic B1 fractures of the femur. *J Arthroplasty*. 2000;15(1):47-51.
124. Talbot M, Zdero R, Schemitsch EH. Cyclic loading of periprosthetic fracture fixation constructs. *J Trauma*. 2008;64(5):1308-1312.
125. Tower SS, Beals RK. Fractures of the femur after hip replacement: the Oregon experience. *Orthop Clin North Am*. 1999;30(2):235-247.
126. Tsiridis E, Gie GA. Mal-united femoral fractures adjacent to loose total hip arthroplasties. Salvage with impaction grafting. A case report. *Injury*. 2002;33(1):81-83.
127. Tsiridis E, Haddad FS, Gie GA. Dall-Miles plates for periprosthetic femoral fractures. A critical review of 16 cases. *Injury*. 2003;34(2):107-110.
128. Tsiridis E, Haddad FS, Gie GA. The management of periprosthetic femoral fractures around hip replacements. *Injury*. 2003;34(2):95-105.
129. Tsiridis E, Narvani AA, Haddad FS, Timperley JA, Gie GA. Impaction femoral allografting and cemented revision for periprosthetic femoral fractures. *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86(8):1124-1132.
130. Tsiridis E, Spence G, Gamie Z, El Masry MA, Giannoudis PV. Grafting for periprosthetic femoral fractures: strut, impaction or femoral replacement. *Injury*. 2007;38(6):688-697.
131. Venu KM, Koka R, Garikipati R, Shenava Y, Madhu TS. Dall-Miles cable and plate fixation for the treatment of peri-prosthetic femoral fractures-analysis of results in 13 cases. *Injury*. 2001;32(5):395-400.
132. Wang GJ, Miller TO, Stamp WG. Femoral fracture following hip arthroplasty. Brief note on treatment. *J Bone Joint Surg Am*. 1985;67(6):956-958.

133. Whittaker RP, Sotos LN, Ralston EL. Fractures of the femur about femoral endoprotheses. *J Trauma*. 1974;14(8):675-694.
134. Wick M, Muller EJ, Kutscha-Lissberg F, Hopf F, Muhr G. [Periprosthetic supracondylar femoral fractures: LISS or retrograde intramedullary nailing? Problems with the use of minimally invasive technique]. *Unfallchirurg*. 2004;107(3):181-188.
135. Wilson D, Frei H, Masri BA, Oxland TR, Duncan CP. A biomechanical study comparing cortical onlay allograft struts and plates in the treatment of periprosthetic femoral fractures. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(1):70-76.
136. Xue H, Tu Y, Cai M, Yang A. Locking compression plate and cerclage band for type B1 periprosthetic femoral fractures preliminary results at average 30-month follow-up. *J Arthroplasty*. 26(3):467-471 e461.
137. Younger AS, Dunwoody I, Duncan CP. Periprosthetic hip and knee fractures: the scope of the problem. *Instr Course Lect*. 1998;47:251-256.
138. Younger TI, Bradford MS, Magnus RE, Paprosky WG. Extended proximal femoral osteotomy. A new technique for femoral revision arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1995;10(3):329-338.
139. Zdero R, Walker R, Waddell JP, Schemitsch EH. Biomechanical evaluation of periprosthetic femoral fracture fixation. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90(5):1068-1077.
140. Zenni EJ, Jr., Pomeroy DL, Caudle RJ. Ogden plate and other fixations for fractures complicating femoral endoprotheses. *Clin Orthop Relat Res*. 1988(231):83-90.



KERİM SARIYILMAZ

Hüseyin Bey Sokak, Kervan Apartmanı, No: 5 B Blok, Daire: 8, Moda, Kadıköy, İstanbul, Türkiye

Telefon: +90 216 330 67 43 Cep: +90 533541 66 03

E-posta: kerims@istanbul.edu.tr

ksariyilmaz@gmail.com

- **KİŞİSEL BİLGİLER**

Uyruk: T.C.

Doğum yeri: Trabzon

Doğum tarihi: 17.03.1982

Medeni hali: Evli

- **EĞİTİM**

İlkokul: İskenderpaşa İlkokulu, Trabzon (1989-1993)

Ortaokul: Kanuni Anadolu Lisesi, Trabzon (1993-1997)

Lise: Kanuni Anadolu Lisesi, Trabzon (1997-2000)

Üniversite: İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi (2000-2006)

İhtisas: İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı (2006-)

- **ÇALIŞMA KARIYERİ**

2006- : İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

- **YURTDIŞI GÖZLEMÇİLİK**

2011 Mayıs-Haziran :Texas Scottish Rite Hospital for Children, Dallas, Texas, USA
(Observership)

- **KURSLAR- SEMİNERLER- SUNUMLAR**

Seminerler:

- 27. Akif Şakir Şakar Günleri, 'Geriatrik kırıklar', 11-12 Nisan 2008, İstanbul, Türkiye
- 28. Akif Şakir Şakar Günleri, 'Ortopedide sık görülen konjenital hastalıklar', 10-11 Nisan 2010, İstanbul, Türkiye
- 10. European Congress of Trauma and Emergency Surgery, 13-17 Mayıs 2009, Antalya, Türkiye
- 8. Derviş Manizade Günleri, 'Travmatik Çıkıklar', 11-12 Aralık 2009, İstanbul, Türkiye
- 29. Akif Şakir Şakar Günleri, ' Politravmatize hastaya yaklaşım', 9-10 Nisan 2010, İstanbul, Turkey
- Charles F. Gregory Memorial Lecture, 10 Haziran 2011, Dallas, Texas, USA
- American Academy of Orthopaedic Surgeons 2011 Annual Meeting, 15-19 Şubat 2011, San Diego, CA, USA
- 5. Bahar Tolantısı ' Kalça Artroskopisi ve Kıkırdak Sorunları',09-12 Aralık 2011, İstanbul
- 7. Omuz ve Dirsek Cerrahisi Kongresi, 22-24 Mart 2012, İstanbul

Kurslar:

- 6. Temel Artroplasti Kursu, 19-20 Mart 2010, Ankara, Türkiye
- 5. Pediatrik Kalça Ultrasonografi Kursu-Graf Yöntemi, 4-6 Haziran 2010, İstanbul, Türkiye
- TOTBİD-TOTEK Ortopedi ve Travmatoloji Temel Bilimler ve Araştırma Okulu, 9-12 Mart 2011, Edirne, Türkiye
- 6. Ayak ve Ayak Bileği Cerrahisi Kursu, 'Ayak ve Ayak Bileğinde Osteosentezler', 9-10 Eylül 2011, İstanbul, Türkiye
- TOTBİD-TOTEK Ortopedi ve Travmatoloji Çekirdek Eğitim Programı (ÇEP) Klinik Bilgi Yenileme Kursu, 22-24 Eylül 2011, İstanbul, Türkiye

Sözlü Bildiriler:

- Kompleks proksimal ulna kırıklarının anatomik plak ile cerrahi tedavisi

Ata Can Atalar, Gökçer Uzer, Kerim Sarıyılmaz, Aksel Seyahi, Mehmet Demirhan

5. Türk Omuz ve Dirsek Cerrahisi Kongresi, 27-29 Mart 2008, Adana, Türkiye

-Traumatic knee dislocations

Fatih Dikici, Halil İbrahim Balcı, Ali Erşen, Kerim Sarıyılmaz, Evren Akpınar, Gökhan Polat, Mehmet Kapıcıoğlu

10. European Congress of Trauma and Emergency Surgery, 13-17 Mayıs 2009, Antalya, Türkiye

- Damage control orthopaedics in lower extremity open fractures

Ali Erşen, Fatih Dikici, Kerim Sarıyılmaz, Halil İbrahim Balcı, Mehmet Kapıcıoğlu

10. European Congress of Trauma and Emergency Surgery, 13-17 Mayıs 2009, Antalya, Türkiye

- Damage control orthopaedics in pelvic injuries

Fatih Dikici, Kerim Sarıyılmaz, Ali Erşen, Halil İbrahim Balcı, Gökhan Polat, Cüneyt Şar

10. European Congress of Trauma and Emergency Surgery, 13-17 Mayıs 2009, Antalya, Türkiye

- Treatment of Femur Pseudoarthrosis Using Ilizarov Methods

Mehmet Çakmak, Kerim Sarıyılmaz, Fatih Yıldız, Murat Korkmaz, Onur Tunalı

International Congress On External Fixation & Bone Reconstruction Barcelona, Spain 2010

- Treatment of Tibia Pseudoarthrosis Using Ilizarov Methods

Mehmet Çakmak, Fatih Yıldız, Onur Tunalı, Kerim Sarıyılmaz

International Congress On External Fixation & Bone Reconstruction Barcelona, Spain 2010

- The Results of Posterior Only Surgery With Segmental Pedicle Screw Fixation for the Treatment of Scheurmann's Kyphosis

Caner Günerbüyük, Fatih Dikici, Kerim Sarıyılmaz, Ufuk Talu, Ünsal Domaniç, Cüneyt Şar

9th International Turkish Spine Congress, April 2011, Istanbul, Turkey

-Results of Wedge Osteotomy for Severe Thoracolumbar Kyphosis in Ankylosing Spondylitis Patients

Fatih Yıldız, Cüneyt Şar, Ufuk Talu, Turgut Akgül, Kerim Sarıyılmaz, Ünsal Domaniç

9th International Turkish Spine Congress, April 2011, Istanbul, Turkey

-Pediatrik kalça ultrasonografisinde elle ve dijital olarak ölçülen alfa değerleri arasındaki farklar

Yavuz Sağlam, Önder Murat Hürmeydan, Fatih Yıldız, Kayahan Karaytuğ,
Kerim Sarıyılmaz, Süleyman Bora Göksan

22.Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya, Türkiye

Poster Bildiriler:

-Femur başı epifiz kaymasında yenibir kapalı reduksiyon tekniği

Dikici F, Balcı H.İ, Sungur M, Akgül T, Sarıyılmaz K

21. .Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 3-8 Kasım 2009, İzmir, Türkiye

-Total En Bloc Spondylectomy(TEs) of Thoracal Spine: Report of Two Cases

Fatih Dikici, Turgut Akgül, Okan Özkunt, Özcan Kaya, Fatih Yıldız, Kerim Sarıyılmaz

9th International Turkish Spine Congress, April 2011, Istanbul, Turkey

-Extreme Lateral Interbody Fusion(XLIF): A Report of Six Cases

Okan Özkunt, Özcan Kaya, Turgut Akgül, Kerim Sarıyılmaz, Fatih Dikici, Cüneyt Şar

9th International Turkish Spine Congress, April 2011, Istanbul, Turkey

-Correction With Derotation Technique in the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis

Fatih Dikici, Kerim Sarıyılmaz, Okan Özkunt, Turgut Akgül, Fatih Yıldız, Unsal Domanıç

9th International Turkish Spine Congress, April 2011, Istanbul, Turkey

-Correction With Translation Technique in the Treatment of Adolescent Idiopathic Scoliosis: Minimum Two Years Follow-Up

Cüneyt Şar, Fatih Dikici, Kerim Sarıyılmaz, Özcan Kaya, Fatih Yıldız, Okan Özkunt

9th International Turkish Spine Congress, April 2011, Istanbul, Turkey

-Reconstruction After Total L4, L5 Spondylectomy and Sacrectomy for Ewing Sarcoma

Turgut Akgül, Fatih Dikici, Okan Özkunt, Murat Korkmaz, Kerim Sarıyılmaz, Harzem Özger,
Ufuk Talu

9th International Turkish Spine Congress, April 2011, Istanbul, Turkey

-Humerus cisim kaynama yokluklarının eksternal fiksator ile tedavisi

Mehmet Çakmak, Fatih Yıldız, Onur Tunalı, Kerim Sarıyılmaz, Murat Korkmaz, Safa
Giray Batıbay

22.Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya, Türkiye

-Yenidoğanda distal humerus epifiz ayrışması:Olgu sunumu (E –poster)

Kerim Sarıılmaz Evren Akpınar, Barış Gülenç, Yavuz Sağlam, Ata Can Atalar,
Mehmet Demirhan

22.Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya, Türkiye

-Karbamazepin kullanımına ikincil osteoporoz zemininde gelişen iki taraflı femur boynu stres kırığı(E- poster)

Barış Gülenç, Okan Özkunt, Kerim Sarıılmaz, Sefa Giray Batıbay, Fatih Dikici,
Önder Yazıcıoğlu

22.Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya, Türkiye

-Her iki ayak 1. Metatarsofalangeal eklemlerde sekiz ay ara ile ortaya çıkan eksülsere dev tofus olgusu(E- poster)

İlker Eren, Fatih Dikici, Kerim Sarıılmaz, Okan Özkunt, Önder Kılıçoğlu

22.Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya, Türkiye

- **YABANBI DİL**

İngilizce