

## **1.ÖZET:**

### **PROKSİMAL FEMUR PERİPROSTETİK KIRIĞINA UYGULANAN FARKLI TESPİT YÖNTEMLERİNİN AKSİYEL YÜKLENME ALTINDA DEĞERLENDİRİLMESİ (BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)**

Dr. Mehmet Gülşen  
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı  
İnciraltı-İzmir

Ameliyat sırasında oluşan periprostetik proksimal femur kırıkları, primer ve revizyon kalça protezi uygulamalarının yaygınlaşması, çimentosuz ve pres fit tespit sağlayan protezlerin kullanımının artması nedeniyle daha sık karşılaşılan bir komplikasyon haline gelmiştir. Literatürde bu tip kırıkların tedavisinde protezin stabilitesine göre konzervatif veya cerrahi yöntemler önerilmektedir. Bu çalışmada Mallory tip 2 proksimal femur kırıklarında kırığın protez stabilitesine etkisinin belirlenmesi ve farklı tespit yöntemlerinin sağladığı aksiyel stabilitenin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmada 8 adet Sawbones marka sol kompozit femur kullanılarak aksiyel yüklenme testleri yapıldı. 1. grupta sadece kompozit kemik, 2. grupta kompozit kemiğe uygulanmış Versys femoral stem (Zimmer, Warsaw,IN,USA), 3. grupta fiksasyon uygulanmamış kırık modeli (Mallory tip 2), 4. grupta Cable-Ready kabloları (Zimmer, Warsaw,IN,USA) ile fiksasyon, 5. grupta Cable-Ready kabloları ve kortikal strut greft ile fiksasyon ve 6. grupta ise kablo ile tespit edilen trokanterik plak (Cable Grip System) (Zimmer, Warsaw,IN,USA) bulunmaktaydı. Aksiyel yüklenme testleri sonunda yük- yer değiştirme eğrileri elde edildi. Bu eğriler yardımıyla tüm örneklerin yield point (akma noktası) ve katılık değerleri tespit edildi. Elde edilen verilerin analizi Mann-Whitney testi kullanılarak yapıldı.

Sonuçlar karşılaştırıldığında, oluşturulan kırık nedeniyle sistemde aksiyel yüklenme altında daha düşük yüklerde deformasyon olduğu, tespit uygulanmış modellerde aksiyel yüklenme ile kırık oluşturulan ve tespit uygulanmayan gruba (3.

grup) göre daha yüksek yük değerlerinde deformasyon oluştuğu tespit edildi. Fakat uygulanan tespit yöntemleri arasında anlamlı fark bulunamadı.

Çalışmamızda, kırık ve protezin stabilitesinin tespitinin elle yapılmasının yanılıcı olabileceği ve bu tip kırıkların tespit edilmesi gerektiği sonucuna ulaşıldı. Kullanılan tespit yöntemlerinin hiğbirinin aksiyel yüklenme altında birbirine üstün olmadığı belirlendi.

Anahtar kelimeler: Kırık, total kalęa, artroplasti, femur

## **2. ABSTRACT:**

### **EVALUATION OF VARIOUS FIXATION METHODS FOR PROXIMAL FEMORAL PERİPROSTHETİC FRACTURES UNDER AXIAL LOADING (BIOMECHANICAL STUDY)**

Dr. Mehmet Gülşen  
Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi  
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı  
İnciraltı-İzmir

Periprosthetic femoral fractures occurring peroperatively has been more frequent complication due to the widely use of both primary or revision hip prosthesis especially in uncemented and press fit types. Such fractures are treated either conservatively or surgically due to the stability of the prosthesis. the aim of the present study is to determine the affects of Mallory type 2 proximal femoral fracture to the stability of the prosthesis and to compare the axial stability provided by different fixation methods.

The series included 8 left composite femurs (Sawbone) which were tested under axial loading. Groups from 1 to 6 included, only composite bone, composite bone with Versys femoral stem (Zimmer, Warsaw,IN,USA), Mallory type 2 fracture model without fixation, fixation with Cable Ready (Zimmer, Warsaw,IN,USA), fixation with Cable Ready and cortical strut graft, trochanteric plate fixed with Cable grip system (Zimmer, Warsaw,IN,USA) respectively. Load-stroke graphs were obtained following axial loading tests. From these graphs yield point and rigidity of all specimens were recorded. Statistical analyses were performed with Mann Whitney U test.

Less axial loading resulted in deformation in specimens with fractures (group 3). More load was necessary for the same deformation in groups with fixation but the difference in these groups was not significant.

We conclude that the manual evaluation of the stability of the fracture and prosthesis may be misleading and these fractures should be fixed. There is no difference among the fixation methods under axial loading.

Key words: Fracture, total hip, arthroplasty, femur

### **3.GİRİŞ VE AMAC**

Total kalça artroplastisi, osteoartrit, enflamatuvar artrit, osteonekroz, gelişimsel kalça displazisi, proksimal femurun tümörleri ve fiksasyona uygun olmayan kırıkları nedeniyle uygulanan (1); hastanın ağrısını azaltan, ekleme fonksiyonellik kazandıran ve yaşam kalitesini artıran bir cerrahi yöntemdir (2,3,4).

Periprotetik femur kırıkları, kalça protezi uygulamalarının geliştirilmeye başlandığı ilk dönemlerinde nadir görülen bir komplikasyonken (4,5); primer ve revizyon kalça protezi uygulamalarının yaygınlaşması, popülasyonun yaşının (4), aktivitesinin ve sağlık düzeyinin artması nedeniyle (6); ameliyat sırasında %0.3 ile %21 arasında ortaya çıkan (7) bir komplikasyon haline gelmiştir (4,6).

Total kalça protezi uygulamalarında amaçlardan biri de erken dönemde mobilizasyona ve yüklenmeye izin veren stabil bir tespit sağlamaktır. Her ne kadar periprotetik kırık bir komplikasyon olsa da tedavi sonunda erken mobilizasyona olanak veren stabil bir tespit sağlamak tedavinin birincil amacını oluşturmaktadır (8). Alçılı immobilizasyon (4), iskelet traksiyonu (9), intrameduller fiksasyon (10), uzun stem komponentlerle revizyon (11), Ogden plağı (12), Mennen plağı (13), partridge bantları (14), Dall-Miles kablo ve plak sistemi (15), Cable-Ready sistemi (15), strut greftlerle tespit (16) seçilebilecek tedavi yöntemleri arasındadır. Literatürde çeşitli yöntemler tarif edilmesine rağmen en uygun ve özgün tedavi yöntemi konusunda görüş birliği yoktur (8,17).

Ameliyat sırasında oluşan proksimal femurun doğrusal kırıklarının tedavi planlamasının uygun biçimde yapılabilmesi için farklı sınıflama yöntemleri oluşturulmuştur (18,19,20) (Vancouver Tip A2 (18), Mallory Tip2 (19), Johansson Tip1 (20)). Bu tip kırıkların tedavisinde serkraj teli, kablo ve kortikal greftler ile internal fiksasyon (18,19) ya da uzun stem revizyon protezleri (20) kullanılabilceği bildirilmiştir. Fakat trokanterik gripli plak, kortikal strut greft ve kablo ile internal fiksasyon yöntemlerinin sağladığı erken dönem stabilite biyomekanik testlerle karşılaştırılmamıştır.

Çalışmamızda ameliyat sırasında ya da sonrasında oluşan proksimal femurun doğrusal kırığını (Mallory Tip 2 (19)) model olarak oluşturduk. Bu tip kırıkların tedavisinde kablo, trokanterik gripli plak ve kablo ile tespit edilmiş kortikal strut greft kullanarak ameliyat sonrası erken dönemde aksiyel yüklenme altında sağladıkları stabiliteyi biyomekanik testlerle ortaya koymayı amaçladık.

## **4.GENEL BİLGİLER**

### **4.1 Kalça protezi endikasyonları**

Eklem fonksiyonlarını yeniden kazandırması, ağrıyı azaltması ve yaşam kalitesini artırması nedeniyle total kalça artroplastisi yarım yüzyıldır yaygın olarak uygulanmaktadır(1). Hastaların %77'si osteoartrit, %11'i osteonekroz, %5'i romatoid artrit nedeniyle ameliyat edilmektedir(3). Bunların dışında, gelişimsel kalça displazisi, ankilozan spondilit, proksimal femurun tümörleri, osteosenteze uygun olmayan kırıklar, piyojenik artritler, yetersiz femur başı protezleri, yetersiz yüzey artroplastisi nedeniyle uygulanabilmektedir (1,3,21,22).

Hastanın yaşı, 70'li yıllarda total kalça artroplastisi endikasyonunun en önemli belirleyicisiyken, günümüzde yeni teknolojiyle üretilmiş uzun ömürlü implantlar, kemik maturitesine ulaşmış her hastaya bu yöntemi uygulama imkanı sağlamaktadır(21). Hastaların yaşam konforunda artış ve ağrısız kalça eklemi beklentisi artroplastisi ameliyatlarına karar vermede önemli rol oynamaktadır (22).

### **4.2 Kalça protezi kontrendikasyonları**

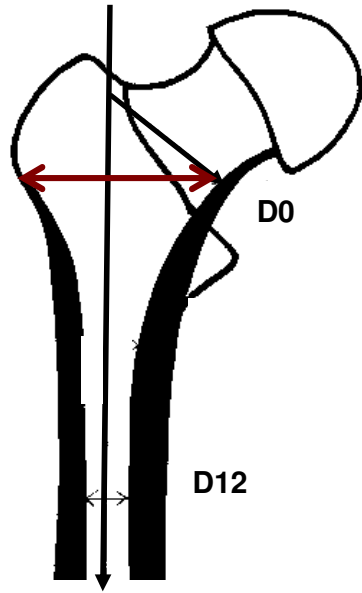
Kesin kontrendikasyonları sistemik ve lokal enfeksiyonlar, ameliyata engel olacak sistemik hastalıklardır (21,22). Rölatif kontrendikasyonları ise obesite, sigara kullanımı, alkolizm, progresif nörolojik hastalıklar, abduktor kas grubunun yetmezliği ve nöropatik artropatidir (22,23).

### **4.3 İmplant seçimi ve tespit**

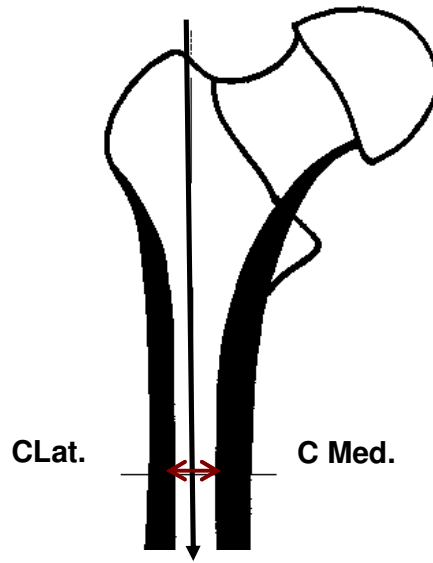
Total kalça artroplastisinde femoral implantın tespiti, pres fit uygulama tekniğiyle, protez yüzey kaplamalarıyla ya da kemik çimentosuyla sağlanabilir (1,22). Aktif hastarda, gençlerde ve obeslerde uzun dönemde çimentoya bağlı gevşemelerin daha sık görülmesi nedeniyle, çimentosuz implant kullanımı tercih edilmektedir (21,22,23).

Aynı zamanda proksimal femurun geometrik yapısı ve kemik kalitesi de implant seçimini etkilemektedir (22,23). Direkt radyografilerin incelenmesiyle belirlenen Singh indeksi proksimal femurun kemik yoğunluğu hakkında fikir verebilir fakat diğer yöntemlerin ortaya çıkmasıyla popülerliğini kaybetmiştir (22). Trokanter minör ve on santimetre distalinin kanal çapı oranıyla belirlenen Dorr indeksi ve aynı noktalarda dış çapların ölçümüyle ortaya çıkan Dossick'in kalkar-kanal indeksi proksimal femoral geometri hakkında fikir vermektedir (22). Dossick indeksine göre oran 0,5'ten düşükse tip A; 0,5-0,75 ise tip B; 0,75'ten büyükse tip C femurdan bahsedilir. Tip A femurda AP ve lateral grafilerde kortikal kalınlık yeteriyken tip B'de

posterior kortekste incelme vardır. Tip C femurda ise her iki grafide kortikal azalma ve soba borusu şeklinde femur ortaya çıkar (22). Kemik kalitesi düşük, ince korteksli ve soba borusu tipinde proksimal femurlarda çimentolu femoral implantlar tercih edilirken (22,24), kemik kalitesi iyi olan ve şampanya kadehi tipinde proksimal femurlarda çimentosuz implantlar tercih edilmektedir(24). Benzer şekilde Fessy'nin tarif ettiği femoral genişleme indeksi ve kortiko-medüller indeks de implant seçiminde fikir verebilir (Şekil 1-2). Bu indekslerin belirlenmesinde ayakta çekilen AP femur grafisinde servikal osteotominin yapılacağı hattın kalkarla kesiştiği nokta ve 12cm distalindeki ölçüler kullanılır. Proksimal ve distal noktadaki meduller kanal oranları femoral genişleme indeksini (FGİ) vermektedir. Distal noktadaki kanal çapı ile medial ve lateral korteks kalınlıkları toplamının oranı ise kortiko-medüller indeks (KMİ) vermektedir. Buna göre KMİ 1'den küçükse çimentolu protez kullanılması; fakat 1'den büyük olması durumunda kararın FGİ'ye göre verilmesi önerilmiştir. FGİ 3 ve 5 arasında bulunursa standart çimentosuz protezler; 3'ten küçük ya da 5'ten büyük bulunursa hastaya özel ölçülerde yaptırılan çimentosuz protezler önerilmiştir (24).



FGİ:  $D0 / D12$



KMİ:  $\frac{CLateral + C Medial}{D12}$

Şekil1: Femoral genişleme indeksi(24) Şekil 2: Kortiko-medüller indeks (24)

### **4.3.1 Çimentolu tespit**

Kemik çimentosu, polimetilmetakrilat polimer tuzunun, monomerik metilmetakrilat sıvısıyla karışması ve polimerizasyonu sonucu oluşur (25).

Çimentolu tespit, çimentonun spongios kemikteki boşluklar arasına girerek mekanik kilitleme meydana getirmesi prensibine dayanır (25,26). Birinci kuşak çimentolamada çimento elle karıştırılır ve minimal kanal hazırlığı yapılır (basit yıkama, aspirasyon) (22). Çimento parmakla femoral kanala doldurulur ve köşeli, dar kenarlı protezler kullanılır. İkinci kuşakta kanala pulsatil lavaj, fırçalama ve kurulama uygulandıktan sonra, çimento tabanca yardımıyla retrograd olarak doldurulur. Distal tıkaç kullanılır. Bu kuşakta uygulanan femoral implantlar, geniş ve yuvarlak kenarlı alaşımlardır (22,26). Bunlara ilave olarak üçüncü kuşakta, çimento porozitesini azaltmak için vakumlama ve basınçlı uygulama yapılır. Çimento ile daha sıkı bağlar oluşturabilmek için implantların yüzeyleri işlenmiştir (22,23). Dördüncü kuşakta ise femoral stem etrafında simetrik bir örtünme sağlamak amacıyla distal centralizere ilave olarak proksimal centralizer kullanılır (22).

Kemik ve implant arasında ne kadar çimento kalınlığının olması gerektiği konusunda çeşitli görüşler olsa da (22) genel olarak iki milimetreden az olmaması önerilmektedir (22,26). Fakat bu her zaman mümkün olmamaktadır. Bu nedenle kanal çapının 1/3'ünün çimento ile kaplanmasının yeterli olduğu (26), strese en çok maruz kalan stem ucunun ve medial proksimal kısmın kalınlığının en az 2.5mm olması gerektiği bildirilmektedir (22).

Temas noktalarında yükün kemiğe dağılımının homojen olmaması dolayısıyla stres artışı olacağından gevşeme ve periprotetik kırık riski artmaktadır (22,26). Bu nedenle stem tamamen çimento içinde olmalı ve kemiğe temas etmemelidir (26).

Polimerizasyon sırasında çimentonun iç ısı 80°'ye kadar ulaşabilir (25). Çimentonun vakumlama yöntemiyle hazırlanmasının oluşan ısıyı 15° daha artırdığı bildirilmiştir (22). Isıya ve toksik monomerlere bağlı yaklaşık üç milimetrelilik bir alanda kemik nekrozu oluşur. Zaman içinde nekrotik alan fibröz dokuyla kaplanır. Bu da, uzun dönemde implantın stabilitesini tehlikeye sokar (25). Kemik çimentosu, kompresyon kuvvetlerine karşı dayanıklıdır. Fakat makaslama kuvvetleri sonunda ortamda 80-100 mikronmetre boyutunda partiküller oluşur. Dev hücreler tarafından çevrelenen bu partiküller polietilen aşınmasında rol oynar (22,25). Radyoopak maddelerden baryum sülfat osteoklastik aktiviteyi artırırken, zirkonyum oksit tam

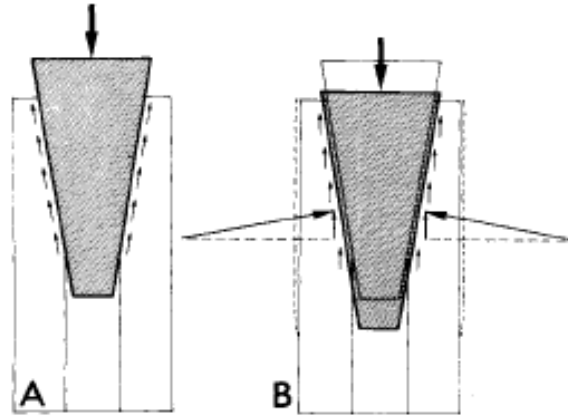


ters etki gösterir (25). Uzun dönemde ardışık yüklenmelerin artışına bağlı olarak çimento kırılabilir ve implant gevşeyebilir(26).

#### **4.3.2 Pres fit tespit**

Pres fit terimi, temas eden yüzeyler arasındaki basınç nedeniyle mekanik birleşmeyi tarif eder (22). Pres fit tespitte implantın çapı, hazırlanan alandan bir-iki milimetre daha büyüktür (27). Kemiğin genişleyerek implant etrafında stres oluşturması ve stabilite sağlaması prensibine dayanır (22,26,27) (Şekil 3). Bu nedenle uygulama sırasında protezin yarattığı stres proksimal femur çevresinde oluşan stresi aştığında periprotetik kırık oluşmaktadır (21).

Femoral kanal içini doldurmayan kısa protezler proksimal tespit sağlarken, daha uzun protezler diafizer tespit sağlar (28). Proksimal femurda kansellöz kemik kortikal kemiğe oranla daha fazla bulunmaktadır. Bu nedenle proksimal kilitlemeli kısa stemli implantlarda, kemiğin viskoelastik yapısı nedeniyle zaman içinde distale doğru migrasyon görülebilmektedir. Bu olay diafizer tespit sağlayan protezlerde minimal düzeydedir. Bu nedenle tek başına pres fit tespit uzun süre protez ve kemik arasındaki yük transferini sağlayamaz. Uzun dönemde daha fazla migrasyon oluşumunu önlemek için kemiğin protezle bütünleşmesini sağlamak gerekmektedir(21).



A) Yüzeyler arasındaki kompresif kuvveti karşılama için oluşan makaslama kuvveti

B) Genişleyen yapının katılığına bağlı olarak ortaya çıkan kompresyon kuvveti

Şekil 3: Pres fit tespit (27)

### **4.3.3 Biyolojik tespit**

Biyolojik tespit, remodelasyon ve tamir yeteneğine sahip olan canlı kemik ile poroz ya da kumlama yöntemiyle kaplanmış implant yüzeyi arasında olur (25,26). Poroz kaplamada kemik, protez yüzeyindeki gözeneklerin içine doğru (ingrowth fiksasyon); kumlamada ise partiküllerin neden olduğu dalgaların ve çukurların arasına doğru büyür (ongrowth fiksasyon) (26).

Başarılı bir biyolojik tespit için femoral stemin pres fit teknikle yerleştirilmesi, mikro hareketlerinin 150 mikrondan az olması, yüzeyinin %40'ının poroz kaplı olması, gözenek büyüklüğünün 50-350 mikron arasında olması gerekmektedir (26). Sıkı tespit sağlayabilmek için femoral stem yaygın poroz kaplanmış olmalıdır. Derin gözenekler ve daha fazla yüzeyin poroz kaplanması, tespiti güçlendirerek makaslama kuvvetlerini artırır (26). Bunun sonucunda stres kalkını, kortikal atrofi ve uyluk ağrısı ortaya çıkar. Proksimali poroz kaplı implantların, yükü femur proksimaline transfer ettiklerinden stres kalkını oluşumunu azalttıkları (22,28), ayrıca bu hastalarda uyluk ağrısının daha az görüldüğü belirtilmektedir (28).

Hidroksiapatit, kemiğin mineral yapısıyla benzer kimyasal kompozisyona sahiptir (22). Osteokondüktif özelliği olması nedeniyle poroz kaplı ya da kumlama yapılmış yüzeylere adjuvan olarak kaplanabilir (29). Sadece kumlama yüzeye sahip implantlara göre daha fazla osteointegrasyon sağlamaktadır (30) iki milimetreye kadar boşlukları doldurur, osteoporoz ve mikro hareket varlığında bile kemik ilerlemesini uyarır(25). Poroz kaplı protez yüzeyine 50-150 mikron kalınlığında uygulanmasının adjuvan etki oluşturması için yeterli olacağı daha ince veya kalın kaplamaların ise ters etki oluşturacağı gösterilmiştir (31).

### **4.4 Femoral stem aseptik gevşemesi**

Kemik ve protez bütünleşmesindeki yetersizlik, çimentosuz protezlerde aseptik gevşemeye neden olmaktadır. Oluşan fibröz doku, erken dönemde stabilite sağlasa da uygulamadan aylar sonra protez gevşer (22,23). Aynı zamanda osteolizis, kemik ve poroz yüzey arasındaki kırıklar, protezin gevşemesinden sorumlu diğer nedenlerdir (23,26). Pres fit yerleştirilen çimentosuz protez uygulamalarında raspalama veya implant yerleştirilmesi sırasında proksimal femurda protez çevresinde kırıklar oluşabilmekte (6,7,18-23) ve bunların bir bölümü ameliyattan sonra fark edilmektedir (18,20,32). Bu tip kırıklarda uygulanan konzervatif tedavi sonunda da protez gevşemesi ortaya çıkabilmektedir (20).

Çimentosuz protez uygulamasından kısa süre sonra stem kanal içinde distale doğru kayabilir fakat bu stemin stabilitesinin bozulduğu anlamına gelmemektedir (21). Osteointegrasyon devam ettiği sürece biyolojik fiksasyon oluşacaktır. Ameliyattan aylar sonra çekilen kontrol grafilerinde görülen çökme ise protezin gevşediğini göstermektedir (21,23).

Engl ve Bobyn (33), çimentosuz implantın stabilitesini direkt grafilerle belirlemek amacıyla basit bir sınıflama tarif etmişlerdir. Buna göre,

Tip1: kemik ingrowth

Tip2: stabil fibröz fiksasyon

Tip3: gevşemiş implant

Stabilizasyon sorununun olmadığı birinci grupta implantta çökme yoktur, stem distalinde minimal kortikal kalınlaşma görülebilir.

Stabil fibröz ingrowth'ta ilerleme gösteren çökme yoktur fakat protez çevresinde radyolusent alan bulunmaktadır.

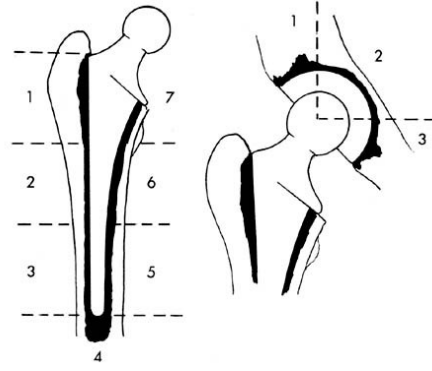
Çimentosuz protezlerin radyolojik kontrollerinde

1. implantın kanal içine çökmesi
2. stem etrafında radyo opak çizgilenmelerin olması
3. yaka çevresinde ve stem ucunda kortikal kalınlaşma
4. stem ucunda kemik kaide olması

gevşemiş çimentosuz implant lehine yorumlanmalıdır (22,33,34).

Çimentolu protezlerde aseptik gevşeme çoğunlukla mekanik nedenlere bağlıdır (20). Öncelikle çimento ve femoral stem arasındaki ilişkinin bozulması, çimentoda stres artışına ve zayıf noktalardan kırılmalara neden olacaktır. Bunun sonucunda, oluşan polimerik debris endosteuma ulaşır, yabancı cisim reaksiyonu ve fibröz kapsül oluşturur(24,25). Femoral stemin varus pozisyonunda yerleştirilmesi, çimentolama sırasında yapılan teknik hatalar, kemik ile çimento arasında yetmezlik oluşturan diğer nedenler arasında sayılabilir(24).

Radyolojik incelemede çimentolu femoral stemin stabilitesini değerlendirebilmek için Gruen (4), protez çevresini AP grafide 7 bölgeye ayırmıştır (şekil 4). Bu yöntem zamanla modifiye edilerek lateral grafide de yedi bölge tarif edilmiştir (22). Benzer şekilde asetabuler gevşemeyi tarif etmek için DeLee ve Charnley'nin tarif ettiği alanlar kullanılmaktadır (22,23) (Şekil 4).



Şekil 4 : Gruen alanları ve DeLee-Chanley alanları

Gevşeme nedeniyle çimento ve stemde bazı değişiklikler meydana gelmektedir. Bunlar,

1. çimento ve kemik arasında radyolusen alan olması,
2. stemin 1/3 superolaterali ile çimento arasında radyolusen alan olması,
3. stemin distale doğru yer değiştirmesi,
4. stemin varus pozisyonuna kayması,
5. superomedialde çimentonun fragmente olması,
6. çimentonun stemin uç kısmına yakın kırılması,
7. lateral ve anteroposterior grafilerde stemin deforme görüntüsü,
8. inkomplet ya da komplet stem kırığı (21,22)

Çimentolu protezlerde gevşeme tipleri, Gruen tarafından tarif edilmiştir ve dört grupta incelenmektedir (4).

Tip	Mekanizma	Etioloji
IA	Piston davranışı	Stemin çimento içinde çökmesi
IB	Piston davranışı	Çimentonun kemik içinde çökmesi
II	Medial stem pivot	Superomedial-İnferolateral çimento yetersizliği
III	Kalkar pivot	Stem distalinin medial ve lateral hareketi
IV	Cantilever bending	Distal stem sabit proksimal çimento yetersiz

Tablo1: Femoral stem gevşeme modaliteleri (4)

#### **4.5 Periprostetik femur kırığı**

Kalça disfonksiyonu yaratan hastalıkların tedavisinde total kalça protezi uygulamalarının artışına paralel olarak periprostetik femur kırığı prevalansı artmaktadır (7,18). Ameliyat sırasında ya da sonrasında oluşabilen bu kırıkların (18,20,32) doğru tanımlanması ve tedavi edilmesi, hastanın yaşam kalitesinin artırılması amacıyla yapılan artroplastik ameliyatlarının amacına ulaşabilmesi için gereklidir (2,3,22).

##### **4.5.1 Epidemiyoloji ve etioloji**

İntraoperatif femur kırıklarının primer total kalça artroplastisi vakalarında yaklaşık olarak %0.1-%1 oranlarında görüldüğü bildirilirken (6,18), zamanla özellikle çimentosuz uygulamalarda belirgin bir artış göze çarpmakta (8,18) ve bu oranın çimentosuz primer vakalarda %5.4'e, revizyon vakalarında ise %21'e yükseldiği görülmektedir (7). Çimentolu uygulamalarda ise prevalans daha düşüktür. Primer çimentolu vakalarda %0.3, revizyonlarda ise %3.6'dır (7). Bu tip kırıklar, çoğunlukla pres fit sistemlerde, raspalama ya da implantın yerleştirilmesi sırasında oluşmaktadır (1,21,23). Periprostetik kırık görülme sıklığındaki artışın en önemli nedeni olarak da genç hastalara da sıklıkla kalça artroplastisi uygulanması (35), bu nedenle revizyon ameliyatlarının gereksiniminin artması (6) ve pres fit yerleştirilen çimentosuz protezlerin kullanımının yaygınlaşması olarak bildirilmektedir (7).

Ameliyat sırasında kalçayı disloke etmeden önce yapılan gevşetmenin yetersiz olması (18,21), kullanılan çimentosuz protezlerin büyüklüğü ve yerleştirilirken uygulanan aşırı kuvvet, ameliyat sırasında kırık oluşmasına neden olabilmektedir (7). Osteoporoz (36), osteomalazi (37), talasemi (38), romatoid artrit (36), paget (36) gibi kemik frajilitesini artıran sistemik hastalıklar ya da daha önce geçirilmiş ameliyatlara bağlı kemik kalitesindeki bozulma (39), bölgesel osteolizis (6), kemik defektleri ve perforasyonlar (40), proksimal femur geometrisinin bozulduğu gelişimsel kalça displazisi varlığı (1,22,39) gibi lokal faktörler ameliyat sırasında proksimal femur kırığı oluşma riskini artırmaktadır (37,41). Pres fit çimentosuz implantlar ve revizyon ameliyatları ise intraoperatif femur kırıkları için ayrı birer risk faktörü olarak bildirilmektedirler (32,37,39). Revizyon kalça protezi ameliyatlarında çimentonun ya da protezin çıkarılması en riskli aşamaları oluşturmaktadır (21-23). Femoral stemin gevşemiş olması ve yaygın osteolizis ise bu ameliyatlar sırasında implant yerleştirme aşamasında kırık oluşumuna zemin hazırlamaktadır (1,21-23,37).

Postoperatif femur kırıkları primer vakaların %1'inde, revizyon vakalarının %4'ünde görülür (7). Etiolojide minör (%84) ve major travmalar (%8) sorumlu tutulsa da (7) kırığın nedeninin bulunamadığı vakalar da bildirilmiştir (42). Ameliyat sırasında oluşan kırıklara benzer şekilde postoperatif kırık insidansında da artış görüldüğü bildirilmektedir (43). Bunun nedeni olarak da artroplasti uygulanan popülasyonun yaşının ilerlemesi ve düşme riskinin artması, genç popülasyonda ise yüksek enerjili travma insidansının artması gösterilmektedir (7). Kadın cinsiyetin ameliyat sonrası kırıklar için risk faktörü olduğu ileri sürülse de (32) bu konuda görüş birliği yoktur (44). Kemik kırılabilirliğinin arttığı osteoporoz (37), yürüme ve denge bozukluğuna yol açan nöromusküler hastalıklar (41) risk oluşturan sistemik hastalıklar arasında sayılabilir (41). Gevşemiş implant, implant çevresinde osteolitik alanların varlığı (40) ve kortikal perforasyon ise lokal faktörler arasındadır (37). Ayrıca çevreye taşmış çimentonun da stres kırığı oluşumu açısından risk faktörü olabileceği bildirilmiştir (45). Ameliyat sırasında femoral stemin varus pozisyonunda yerleştirilmesi de ameliyat sonrasında kırık oluşumunu artırmaktadır (46,47).

	Intraoperatif kırıklar	Postoperatif kırıklar
Hastaya bağlı faktörler	Osteoporoz (36) Osteomalazi (37) Romatoid artrit (36) Osteogenesis imp. (37) Talasemi (38) Paget hastalığı (41) Gelişimsel kalça displ.(41) Eski femur kırığı (39)	Kadın cinsiyet (37) Osteoporoz (36) Parkinson (41) Myastenia gravis (41) Ekstremiteler uzunluk eşitsizliği(37)
Lokal faktörler	Perforasyon (40) Çimentosuz implant (32) Revizyon cerrahisi (39)	Perforasyon (37,40) Osteolizis (37) Gevşemiş implant (22,40) Taşmış çimento(45) Femoral stemin varusta yerleştirilmesi (46,47) Eski vida delikleri (40)

Tablo2: Periprostetik femur kırığı oluşumunda risk faktörleri (37)

#### **4.5.2 Kırık oluşumunu önleme**

Periprotetik femur kırıklarının tedavisi pahalı, karmaşık ve komplikasyonlara açıktır. Bu nedenle risk faktörlerini dikkate alarak kırık oluşumunu önlemeye çalışmak gerekmektedir (32).

İntraoperatif kırıklar ameliyatın değişik aşamalarında oluşabilse de en çok çimentosuz protezlerin kanal hazırlığında ve implantın yerleştirilmesi sırasında oluşur (21-23,32,41,43). Ameliyat öncesinde şablon kullanılarak stem ölçülerinin tespit edilmesi (41), femoral bowing'i olan hastalara uzun straight stem protezlerin yerleştirilmesi sırasında floroskopi kullanılması (23,41), pres fit fiksasyon sağlayan protezlerin büyüklüğü ve bunların uygulanacağı hastaların seçimi dikkat edilmesi gereken konulardır (21,22,41).

Revizyon artroplastisi sırasında, implant ve çimento alandan uzaklaştırılırken ve yeni implant yerleştirilirken kırık riski artmaktadır (21,22,41). Bu aşamalarda kemiğin çevresine serklaj teli sarılması, klemlenmesi (22,23,41,48) ya da ekstensil femoral osteotomi yapılması (41) kontrolsüz kırık kırık oluşumunu önleyebilir. Çimentolu protez uygulamaları sırasında oluşan kırık hattı içine giren çimentonun, kaynamayı engelleyeceği bildirilmektedir (49). Bu nedenle profilaktik olarak serklaj teli sarılması raspalama aşamasında oluşan kırığın fark edilmesi daha ciddi komplikasyon oluşumunu önleyecektir (23). Aşırı ya da eksen dışı rimerizasyon ve raspalamadan kaçınmak kırık riskini azaltacaktır (30,38,49). Bunu önlemenin en güvenilir yolu da ameliyat sırasında floroskopi kullanmaktır (41). Özellikle, varus pozisyonunda rimerizasyon yapılması; implantın yanlış pozisyonda yerleştirilmesi ve perforasyon riskini artırmaktadır (37,41).

Erken postoperatif dönemde kırık oluşumunu önlemek için hastanın mobilizasyonu ve rehabilitasyonu kontrol altında tutulmalıdır (41,49). Radyolojik incelemelerde, osteolitik alanlar ve gevşeme bulguları dikkate alınmalı ve belirli aralıklarla takip edilmelidir (41). Protez çevresinde oluşan kistlerin takibinde ve ilerlemelerinin durdurulmasında son zamanlarda bifosfonat grubu ilaçların faydalı olabileceği bildirilse de (49) bu alanlara greftleme ihtiyacının olabileceği unutulmamalıdır (41). Protez çevresinde geniş osteolitik alanlar oluşmadan revizyon artroplastisi uygulanmalıdır (49). Uyluk ağrısı olan hastalarda stres kırığı araştırılmalıdır (22,49).

### **4.5.3 Sınıflamalar**

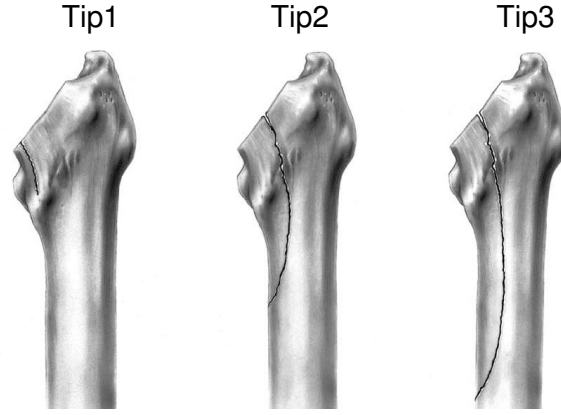
Periprotetik femur kırığı tedavisini doğru planlayabilmek için kırığın yeri, tipi, protezin stabilite durumu ve kemik stoku hakkında bilgi sahibi olmak gerekmektedir (18). Çeşitli sınıflama sistemleri geliştirilmiştir fakat evrensel olarak kabul edilen bir sistem henüz yoktur (8,17).

Ameliyat sırasında oluşan kırıklar çoğunlukla çatlaklar ya da kortikal perforasyonlar şeklinde görülmektedir (17,41). Bu tip kırıklar, proksimal femurun metafizinde, metafizodiafizial bileşkesinde ve femur diafizinde oluşan basit ya da kompleks tipte kırıklardır (17).

Johanson (20)	tip1 stem çevresinde	tip2 stem ucunda	tip3 stem ucunun distalinde	
Mallory (19)	tip1 trokanter minör proksimalinde	tip2 trokanter minör distali (<4cm)	tip3 trokanter minör distali (stem ucuna 4cm'den az mesafe)	
Kavanagh (51)	tip1 trokanter minör distalinde (deplase/nondeplase)	tip2 istmus seviyesinde (deplase/nondeplase)	tip3 istmus distalinde (deplase/nondeplase)	
Schwartz (32)	proksimal (komplet-inkomplet)	distal (nondeplase-deplase-komplet)		
Stuchin (52)	tip1 stem çevresinde	tip2 stem ucunda	tip3 stres artırıcı nedene bağlı	tip4 tanımsız

Tablo3: İntraoperatif periprotetik femur kırığı sınıflamaları





Şekil 5: Mallory Sınıflaması (19)

Mallory sınıflamasına göre;

Tip1: proksimal bölge. Kırık trokanter minör seviyesindedir.

Tip2: orta bölge. Kırık trokanter minörün 4cm distaline uzanır (doğrusal veya spiral).

Tip3: distal bölge. Kırık trokanter minörün 4cm den daha distaline uzanır ya da kırığın distal sınırının protez ucuna 4cm den daha fazla yaklaşmıştır (19).

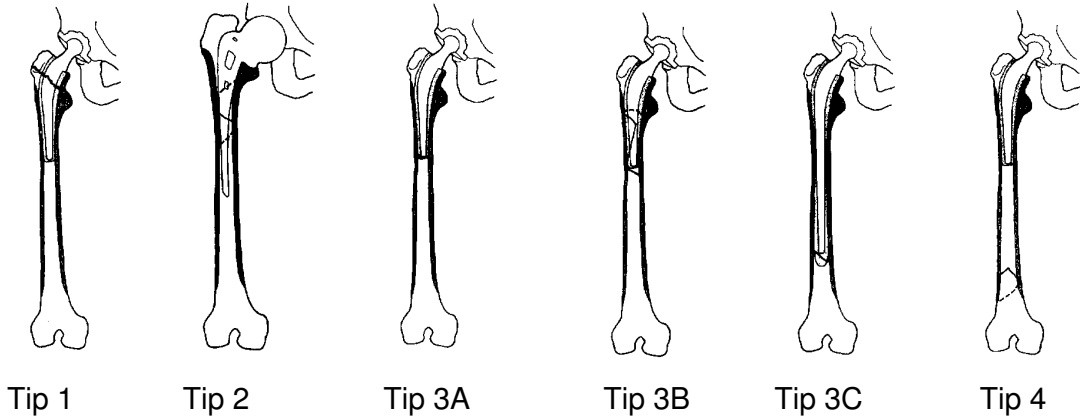
Tablo 2'deki sınıflamaların dışında Vancouver sınıflamasının intraoperatif kırıklar için modifikasyonu geliştirilmiştir (18). Buna göre:

- Tip A1: proksimal femurda kortikal perforasyon
- Tip A2: proksimal femurda linear çatlak (displase olmamış)
- Tip A3: proksimal femur unstable kırığı
- Tip B1: diafizial kortikal perforasyon
- Tip B2: diafizial linear çatlak (displase olmamış)
- Tip B3: diafizial displase kırık
- Tip C1: stem ucunun distalinde kortikal perforasyon
- Tip C2: stem ucunun distalinden dize kadar uzanan displase olmamış kırık
- Tip C3: stem ucunun distalinden dize kadar uzanan displase olmuş ve uzun stem protezle tedavi edilemeyecek kırık.

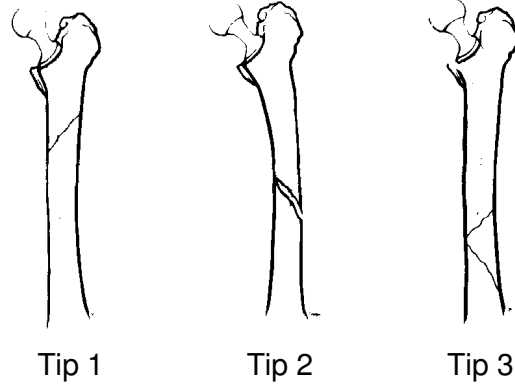
Postoperatif kırıklar için yaklaşık dokuz sınıflama tarif edilmiştir. Bu sınıflamalardan Oregon(Beals) (53), Jensen (37), Johanson (20), Whittaker (37) ve Mont (37) hem intra operatif hem de postoperatif kırıklarda kullanılabilir (32)

Beals(Oregon) (53)	Tip1 İntertrokanterik	Tip2 Stem çevresi	Tip3 3A/3B/3C Stem ucu ve çevresi	Tip4 Suprakondiler		
Cook (54)	Tip1 Birleşik kırık	Tip2 Stem çevresi Oblik spiral	Tip3 Stem ucu Oblik spiral	Tip4 Stem distalinde Transvers		
Johansson (20)	Tip1 Stem çevresi	Tip2 Stem ucu	Tip3 Stem ucu distali			
Jensen (37)	Tip1 Stem çevresi	Tip2 Stem ucu	Tip3 Stem ucu distali			
Whittaker (37)	Tip1 İntertrokanterik	Tip2 Stem çevresi	Tip3 Stem ucu distali			
Bethea(40)	TipA Stem ucu distali	TipB Stem çevresi	TipC Parçalı kırık			
Vancouver (49)	TipA Ag/AI İntertrokanterik	TipB B1/B2/B3 Stem çevresi	TipC Stem ucu distali			
Mendes (49)		Stabil protez	Gevşemiş protez			
Mont (37)	Tip1 İntertrokanterik	Tip2 Stem çevresi	Tip3 Stem ucu	Tip4 Stem distali	Tip5 Parçalı	Tip6 Suprakondiler

Tablo 4: Postoperatif periprotetik femur kırığı sınıflamaları



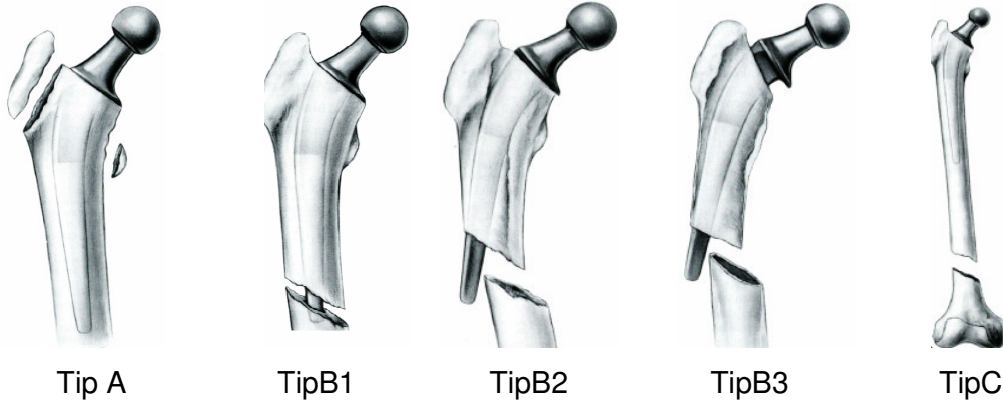
Şekil 6: Beals (Oregon) sınıflaması (53)



Şekil 7: Johansson sınıflaması (20)

Bu sınıflamalar arasında sadece Vancouver sınıflaması, kırık tipi, femoral stemin stabilitesi ve kemik kalitesi parametrelerinin üçünü birden irdeler (49). Bu nedenle günümüzde geçerliliği kabul edilen ve en sık kullanılan postoperatif kırık sınıflamalarındandır (49,55). Vancouver sınıflaması postoperatif periprotetik femur kırığını üç ana gruba ayırmaktadır. Buna göre (49):

- Tip AG: trokanter major kırıkları
- Tip AL: trokanter minör kırıkları
- Tip B1: stem ucunda ya da çevresinde kırık, protez stabil
- Tip B2: stem ucunda ya da çevresinde kırık, protez gevşemiş
- Tip B3: stem ucunda ya da çevresinde kırık, protez gevşemiş, kemik stoku yetersiz
- Tip C: stem distalinden uzakta kırık



Şekil 8: Vancouver sınıflaması (ameliyat sonrası kırıklar için) (49)

#### **4.5.4 Periprostetik femur kırıklarında tedavi**

Periprostetik femur kırıklarının tedavi planlamasında genel olarak dikkate alınması gereken kriterler, protezin stabilitesi, kemik stoku, hastanın yaşı ve cerrahın tecrübesidir (49).

Ameliyat sırasında çoğunlukla stem ucunun proksimalinde oluşan kırıklarda (Mallory Tip 1-2 (19), Vancouver Tip A1-2 (18)) kablo ya da serklej teli ile tespitin yeterli olabileceği, hatta bazen bu tip kırıkların protez stabilitesini bozmaması dolayısıyla tespit edilmesine gerek olmadığı ve sadece konzervatif tedavinin yeterli olacağı bildirilmektedir. Böyle bir durumda ise hastanın yaklaşık 1-2 ay yükten korunarak yürümesi ya da yatak istirahati yapması gerekmektedir (18,19,20,32,43). Ameliyat sonrasında fark edilen proksimal femur kırıklarının tedavisinde de yatak istirahati, traksiyon, kalça ortezleri (43) veya kaynama bulguları oluşana kadar yük vermeme gibi konzervatif yöntemler önerilmektedir (18,19,49). Konzervatif tedavi sonunda protezin gevşeyebileceği göz ardı edilmemelidir (20). Stem ucuna yakın olan kırıklarda, protezin stabilitesi bozulabileceği için, kablo, plaklı osteosentez (19), kortikal strut greft (19,56), kortikal vida (57), kırık hattını geçen uzun stem protezler kullanılabilir (19,20,32). Postoperatif dönemde hastanın rehabilitasyonu ise kırık hattının ve protezin tedavi sonundaki stabilitesine göre belirlenmelidir (41,43,49).

Kortikal perforasyon, postoperatif dönemde periprostetik kırık oluşma riskini artırmaktadır (49). Bu nedenle defektler mümkünse kemik grefti ile kapatılmalı (43) ya da uzun stem protez ile defektli alanın distalinden fiksasyon sağlanmalıdır (49).

Postoperatif periprostetik femur kırıklarının tedavisinde standart olarak kullanılan bir yöntem ve bu konuda oluşmuş görüş birliği yoktur (49,58). Tedavinin temel prensipleri, erken kaynama, anatomik redüksiyon, kemik stokunun sağlanması (18,43,49) ve hastaya kırık öncesi fonksiyonlarının tekrar kazandırılmasıdır (32). Tedavi seçenekleri arasında, konzervatif yöntemler, kablolu plak sistemleri, kortikal allogreftler ve kablolarla internal fiksasyon ve uzun stemli revizyon protezleri ile fiksasyon bulunmaktadır (43).

Postoperatif periprostetik femur kırıklarının konzervatif tedavisi, cerrahi yöntemler geliştirilmeden önce yaygın olarak uygulanmaktaydı (39). Konzervatif tedavi, redüksiyon devamlılığını sağlamanın zorluğu (40), uzun süre immobilizasyon gerektirmesi (59), implant gevşemesi, nonunion ve malunion gibi komplikasyonların sık görülmesi nedeniyle (20,32,51,59), günümüzde sadece sınırlı endikasyonlarda uygulanmaktadır (37). Bunların arasında proksimal femurun protez

stabilitesini bozmayan kırıkları (37,52) ve genel durum bozukluğu nedeniyle cerrahinin uygulanamadığı hastalar sayılabilir (49,53).

Postoperatif periprotetik femur kırığı olgularının %75'inde kırık öncesi dönemde implant gevşemesi olduğu ve bunun da kırık oluşumu riskini artırdığı bilinmektedir (40). Bu tip kırıklarda, kırık hattını femur çapının en az iki katı kadar geçen (37), uzun stemli revizyon protezleri kullanılabilir (18,43,49,59). Çimentonun kırık hattına girerek kaynamayı olumsuz etkilemesi nedeniyle (54), çimentosuz revizyon protezlerinde başarı oranları daha yüksektir (59). Çimentosuz revizyon protezi uygulamalarında, intramedüller çivileme prensibine uygun olarak, yeterli fiksasyon sağlayabilmek için distal kilitlemeli, yaygın poroz kaplı implantlar kullanılmalıdır (59,60). Alternatif olarak Wagner protez benzeri, oluklu ve yarıklı yapıda implantlar da kırık hattının stabilizasyonunu sağlayabilir (61).

Açık redüksiyon ve internal fiksasyon, genel olarak femoral stemin stabilitesinin korunduğu kırıklar için önerilmektedir (Vancouver tip B1) (43,49). Stem stabilitesinin bozulduğu veya öncesinde gevşemenin olduğu kırıklarda ise (Vancouver tip B 2-3) uzun stem revizyon protezleri uygulanmalıdır (49). Fiksasyon yöntemi ne olursa olsun amaç hastanın immobilizasyon süresini kısaltmak ve tam yüklenme için gerekli olan stabilizasyonu sağlamaktır (18,49). Internal fiksasyon için standart ya da kablolu plaklar (46), Mennen plağı (13), LISS plak (62), trokanterik plaklar, partridge bantları (14), serklaj teli (49,63,64), Dall Miles kabloları (18,49) ve Cable-Ready kabloları (15) kullanılabilir. Tek başına serklaj teli sıkı fiksasyon sağlayamamakta (64), bu nedenle diğer fiksasyon yöntemleriyle birlikte kullanılması önerilmektedir (37). Stem ucunun proksimaline uzanan kırıklarda; vidaların çimentoya ve proteze vereceği zararı önlemek için; proksimal fiksasyonun sentetik bantlar yardımıyla yapıldığı, Ogden plak sistemi kullanılabilir (12). Alternatif olarak Dall Miles plak sisteminde proksimal fiksasyon, kablolar kullanılarak yapılabilmektedir (47,65,66,67,68). Plak sistemleriyle tedavinin uzun dönemdeki başarısı, fiksasyonun stabilitesine (66) ve femoral stemin pozisyonuna (47,67) bağlıdır. Özellikle varus pozisyonunda yerleştirilmiş protezlerin periprotetik kırıklarında, revizyon cerrahisi internal fiksasyona alternatiftir (47,68).

Internal fiksasyon amacıyla kortikal strut greftler kablolarla (18,55) ve plak sistemleriyle birlikte (18) parçalı greftler ise kortikal defektleri doldurmak ve kemik stokunu sağlamak amacıyla kullanılabilirler (69). Fakat kortikal greftler fiksasyonun stabilitesine sağladıkları katkı (70) ve kemik stokunu daha iyi restore edebilmeleri

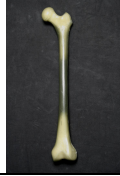




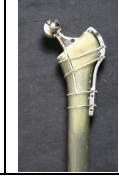
açısından parçalı greftlerden daha kullanışlıdır (69). Uygulama sırasında femur yüzeyine sağladıkları uyum, elastik moduluslarının alıcı kemiğe yakın olması, daha az stres kalkanı oluşturmaları gibi özellikleri nedeniyle plaklara göre avantaj sağlarlar (70,71). Plaklarla veya serklaj teli, kablo gibi ek tespit yöntemleriyle birlikte (16,17,72), protezin gevşediği ya da stabil olduğu periprostetik kırıklarda (73) uygulanabilirler. Kullanılacak greftin boyutları ve yerleştirileceği yer konusunda görüş birliği yoktur (72). Enfeksiyon taşıma ihtimalleri, greft rezorpsiyonu (16), yeni kırık oluşum riski ve pahalı olmaları göz ardı edilmemesi gereken dezavantajlarıdır (17).

Kortikal strut greftin iyileşme süreci genel olarak dört aşamada tarif edilebilir. Buna göre fiksasyondan yedi ay sonra greft boyutlarında değişiklik olmadan rezorpsiyona bağlı olarak proksimal ve distal uçlarda düzleşme meydana gelir. Birkaç hafta sonra (fiksasyon sonrası 7.7 ay) greftin uzun kenarlarında yumuşak dokuya komşu yüzeylerde düzensizleşme oluşur. Üçüncü aşama sekizinci ayda görülen kısmi köprüleşmedir. Dördüncü aşamada ise fiksasyondan yaklaşık 12.5 ay sonra ortaya çıkan tam köprüleşme oluşur (70). Kaynamanın %50'sinden fazlasının tamamlanır(16,70). Bütün bu süreçte greftte görülen değişikliklerle birlikte femoral remodelasyon devam eder (70). İyileşmenin 4-6. ayları kortikal greftlerin en zayıf oldukları dönemdir (16,17). Bu döneme kadar kırık iyileşmesi oluşmazsa yapılan fiksasyonda stabilite sorunu oluşabilir (16,72).

## 5. GEREÇ VE YÖNTEMLER

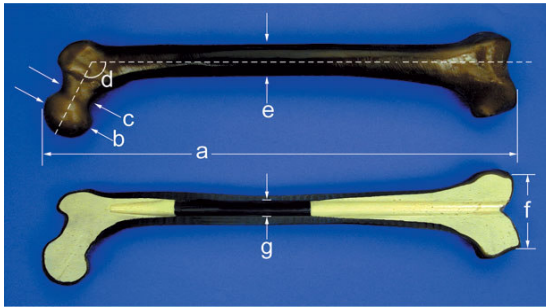
### 5.1 Örneklerin Hazırlığı ve Gruplar

Çalışmada proksimal femurda oluşan periprostetik kırığa uygulanan fiksasyon yöntemlerinin aksiyel stabiliteelerini karşılaştırmak amacıyla 6 grup belirlendi. Buna göre birinci grupta normal femur, ikinci grupta protez uygulanmış femur, üçüncü grupta fiksasyon uygulanmamış kırık modeli, dördüncü grupta kablo ile fiksasyon, beşinci grupta kablo ve kortikal strut greft ile fiksasyon ve altıncı grupta ise kablo ile tespit edilen trokanterik plak bulunmaktaydı (Tablo 5).

Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
Kompakt kemik (Sawbone®)	Protez uygulaması	Protez + Kırık	Protez + Kırık + Kablo ile tespit	Protez + Kırık + Kablo-strut greft ile tespit	Protez + Kırık + Kablo-trokanterik plak ile tespit
					

Tablo 5: Gruplar

Yüklenme testleri spongiöz bölümü sertleştirilmiş poliüretan köpük, kortikal kısımları ise kısa cam fiber ve epoksi resin yapısında, kortikal yoğunluğu 1.7 g/cm<sup>3</sup>, spongiöz yoğunluğu 0.32 g/cm<sup>3</sup> olan 8 adet sol kompozit femur (Sawbones®, Malmö, Sweden) (3. jenerasyon, no:3303) kullanılarak yapıldı (Şekil 9). Kemiklerin kompresif modülüsü kortikal kısımda 7,6 MPa, spongiöz kısımda ise 137 MPa idi. Her bir femur, belirlenen 6 farklı yüklenme testine tabi tutulabilmeleri için hazırlandı.



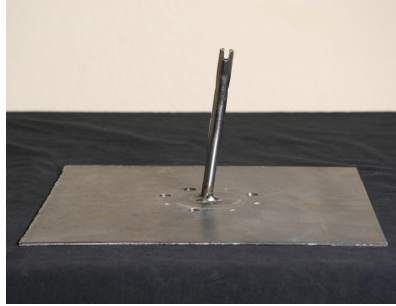
a) 455mm b) 45mm c) 31mm d) 135°  
e) 27mm f) 74mm g) 13mm

Şekil 9: kompozit femurun fabrika verilerine göre ölçüleri

Femurlara uygulanan aksiyel yüklenme sırasında örneklerin stabil halde kalmalarını sağlayabilmek ve iki ayaküstünde dik dururken femurun aldığı

pozisyonu taklit edebilmek amacıyla, hazırlanan tüm örnekler, tarafımızca tasarlanan, 280 x 280mm kenar uzunluğu ve 4mm kalınlığı olan metal platform ve bunun ağırlık merkezine frontal düzlemde 81°'de sagittal düzlemde 86°'de sabitlenen, 13mm kalınlığında ve 140mm uzunluğunda intrameduller çivi üzerine yerleştirildi (Şekil 11-12-13).

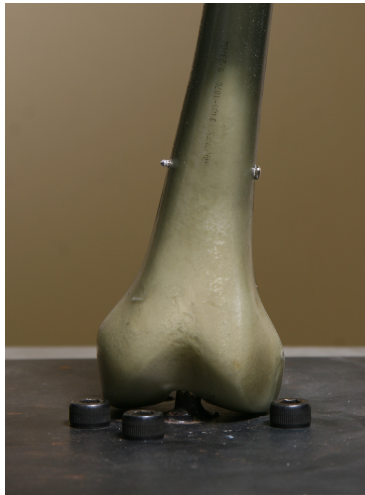
Test cihazı ve platform arasındaki yüzey uyumunu artırmak, yüklenme testleri sırasında yüzeyler arasında oluşabilecek hareketi önlemek amacıyla 10mm çapında üç adet vida kullanılarak birbirleri arasında fiksasyon uygulandı. Bu vidalar femurun platform üzerine yerleştirilmesine engel oluşturmaması için daha önceden test edilen noktalara yerleştirildi (Şekil 10-11). Femur; platform üzerine femoral kondiller tam temas edecek şekilde yerleştirildikten sonra; rotasyonel stabilite sağlayabilmek amacıyla 48mm uzunluğunda 3.5mmlik kortikal vida kullanılarak intrameduller çiviye sabitlendi (Şekil 12).



Şekil 10: Örneklerin yerleştirildiği platformun önden görüntüsü



Şekil 11: Örneklerin yerleştirildiği platformun yandan görüntüsü



Şekil 12: Femurun ve platformun sabitlenmiş görüntüsü



Birinci grupta, femurlara aksiyel yüklenme testleri uygulandı. Kompozit femurlara platforma sabitleme işlemleri dışında herhangi bir işlem uygulanmadı (Şekil 13).



Şekil 13: 1. gruptan bir örneğin yüklenme testi

İkinci grupta, femurlara 1/3 proksimali metal lif ve seramik kaplı, pres fit fiksasyon sağlayan, 120mm stem uzunluğu olan, titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) Versys® femoral stem (Zimmer, Warsaw,IN,USA) ve 28mm çapında baş (Zimmer, Warsaw, IN,USA) yerleştirildi. Protez yerleştirilen kompozit femurlara aksiyel yüklenme testleri uygulandı (Şekil 14-15).



Şekil 14: 2. gruptan bir örnek



Şekil 15: 2. gruptan bir örneğin yüklenme testi

Üçüncü grupta, Mallory Tip 2 (19) ya da Vancouver Tip A2 (18) olarak sınıflandırılacak kırık modeli oluşturabilmek amacıyla, elektrikli motor ve 1mm kalınlığındaki bıçağı kullanılarak trokanter minörün en medial noktasının 40mm anteriorundan geçen ve 60mm uzunluğunda kırık hattı oluşturuldu. Oluşturulan kırığın protezin distal ucuna dört santimetreden fazla yakın olmamasına dikkat edildi (Şekil 16-17). Oluşturulan modelde protez stabilitesinin korunup korunmadığı elle manipulasyon uygulanarak test edildi. Protezde veya kırık hattında hareketin olmadığı gözlemlendi. Bunun ardından örneklere aksiyel yüklenme testi uygulandı (Şekil 18).



Şekil 16: Kırık modelinin oluşturulması



Şekil 17: Periprostetik kırık



Şekil 18: 3. gruptan bir örneğin yüklenme testi

Dördüncü grupta, üçüncü grupta oluşturulan kırığın fiksasyonu yapıldı. Bu amaçla iki adet 1.8mm kalınlığında ve 635mm uzunluğunda, kobalt krom alaşımı, Cable-Ready® (Zimmer, Warsaw, IN,USA) kablo kullanıldı. Proksimale yerleştirilen kablo trokanter minör proksimalinden geçirilirken distal kablo trokanter minörün distaline yerleştirildi. Kablolar arası mesafe 35mm olacak şekilde yerleştirildikten sonra kablolar üzerinde, germe cihazı (Zimmer, Warsaw, IN, USA) kullanılarak 90 poundluk gerginlik sağlandı (Şekil 19). Hazırlanan örneklere aksiyel yüklenme testi uygulandı (Şekil 20).



Şekil 19: Kablo ile tespit



Şekil 20: 4. gruba ait bir örneğin yüklenme testi

Beşinci grupta, kırığın fiksasyonu 20 x 85mm boyutlarında kortikal strut greft ve iki adet Cable-Ready® kablosu (Zimmer, Warsaw, IN, USA) yardımıyla yapıldı. Strut greft, daha önce kullanılan bir kompozit kemiğin 1/3 distalinden kesici motor kullanılarak elde edildi (Şekil 21-22). Greft, meduller kısımdaki spongios köpük temizlendikten sonra femur proksimalinde, anterior yüzünde oluşturulan kırık hattının üzerine yerleştirildi. Strut greft üzerinde proksimale yerleştirilen kablo trokanter minör proksimalinden geçirilirken distal kablo trokanter minörün distaline yerleştirildi. Distal kablo ile proksimal kablo arasında 35 mm mesafe bırakıldı. Her iki kabloda germe cihazı kullanılarak 90 poundluk gerginlik sağlandı. Hazırlanan örneklere aksiyel yüklenme testi uygulandı (Şekil 23).



Şekil 21: Strut greftin uzunluğu



Şekil 22: Strut greftin genişliği



Şekil 23: 5. gruptan bir örneğin yüklenme testi

Altıncı grupta, kırığın fiksasyonu, dört adet Cable-Ready® kablosu (Zimmer, Warsaw, IN, USA) ile sabitlenen, trokanterik gripli, 23 x 121mm boyutlarında, titanyum plak (Cable-Ready®, Cable Grip System-GTR) (Zimmer, Warsaw, IN, USA) ile sağlandı (Şekil 24). Plak trokanter major üzerine çakıcısı kullanılarak yerleştirildikten sonra dört adet kablo yardımıyla kompozit femura tespit edildi (Şekil 25). Gerdirici kullanılarak kablolar üzerinde 90 poundluk gerginlik oluşturuldu. Hazırlanan örneklere aksiyel yüklenme testleri uygulandı (Şekil 26).



Şekil 24: Trokanterik gripli plak



Şekil 25: Plaklı tespit



Şekil 26: 6. gruptan bir örneğin yüklenme testi

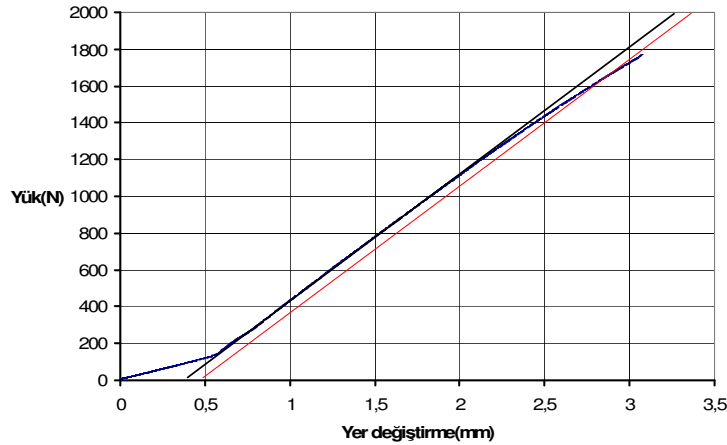
## **5.2 Yüklenme Testleri**

Yüklenme testleri Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Mekanik Deney Laboratuvarında yapıldı. Testler için Shimadzu Autograph AG-50KGN universal test cihazı (Shimadzu corp.,Tokyo,Japan) kullanıldı. Tüm örneklere, cihaz üzerine fiksasyon sonrasında aksiyel yüklenme uygulandı. Örneklere standart olarak 1mm/dakika hızında yüklenme uygulandı. Yüklenme testleri sırasında 50 milisaniye aralıklarla veriler

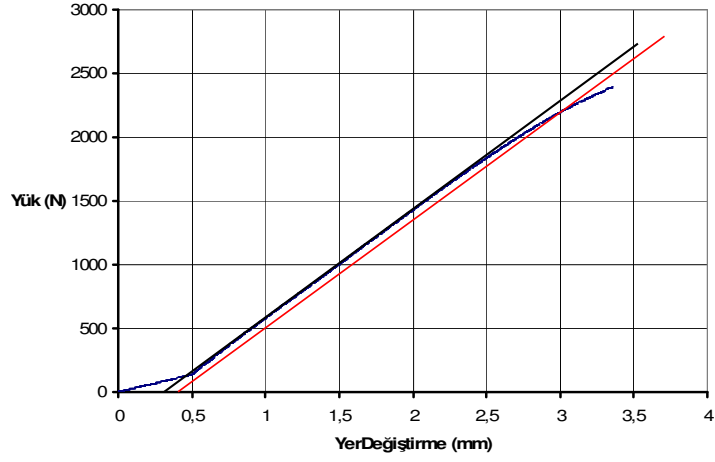
toplandı ve kaydedildi. Örneklerde ortaya çıkabilecek çökme ve ani deformasyon yüklenme testi ile eş zamanlı olarak oluşan grafikler üzerinden kontrol edildi. Ölçümler sonunda yük(N)-yer değiştirme(mm) eğrileri elde edildi (şekil 27-32).

### **5.2.1 Yield Point (Akma noktası) tespiti**

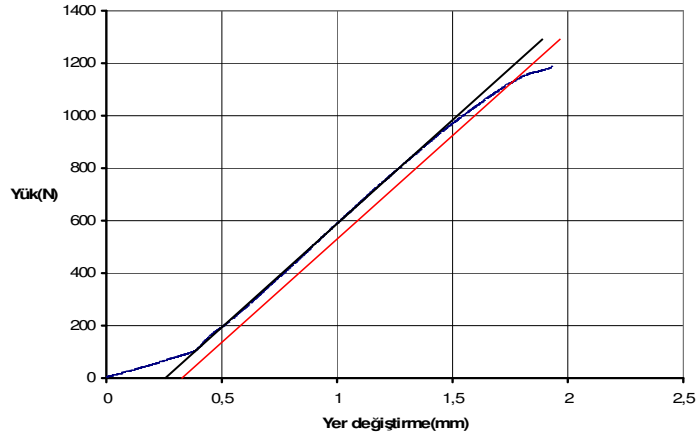
Aksiyel yüklenme testi uygulanan materyalin boyunun %0.2'si kadar deformasyon yaratan kuvvet plastik deformasyonun başlangıcı olarak kabul edilmektedir. Yüklenme-yer değiştirme grafiklerinden elde edilen eğrilerin doğrusallık gösteren kısmına paralel ve örneğin boyunun %0.2'si kadar uzağından geçen ikinci doğrunun eğriyi kestiği nokta yield point'tir. Bu noktadan sonra uygulanan yüklenme ile oluşacak deformasyonun geri dönüşümünün olmadığı kabul edilmektedir. Hesaplama kullanılan %0.2 oranı ise test edilen materyalin türüne göre değişmektedir(74). Çalışmamızda kullanılan örneklerin destrükte olmasını veya plastik deformasyona uğramasını önlemek amacıyla %0.2'lik oran %0.02'ye düşürülmüş, böylece eğri üzerindeki doğrusal kısma paralel ve 0.1mm uzağındaki doğrunun eğriyle kesişme noktası yield point olarak kabul edilmiştir. Yüklenme testi sırasında test cihazının tespit ettiği bu noktanın ilerisine geçilmiş fakat %0.2'lik paralelin kesişme noktasına ulaşılmamıştır.



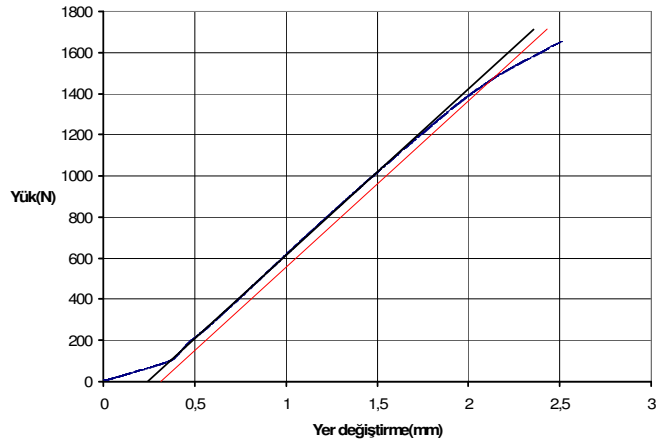
Şekil 27: 1. gruptan bir örneğin yük-yer değiştirme eğrisi



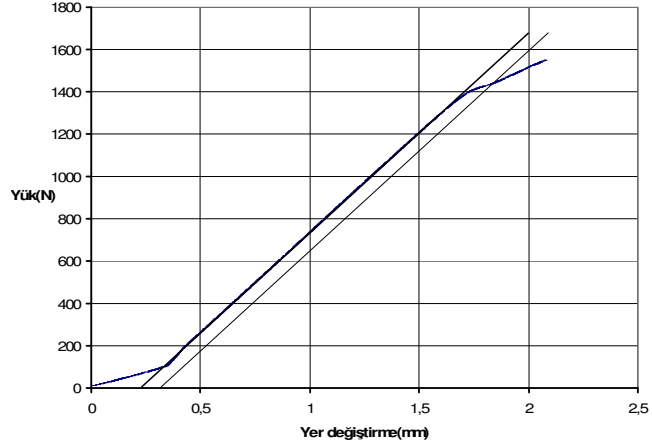
Şekil 28: 2. gruptan bir örneğin yük-yer değiştirme eğrisi



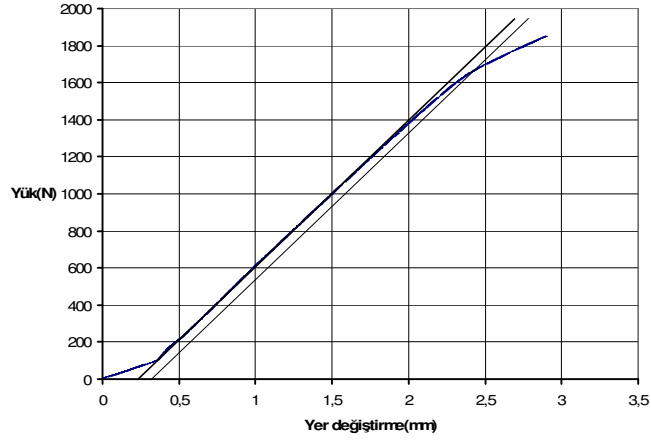
Şekil 29: 3. gruptan bir örneğin yük-yer değiştirme eğrisi



Şekil 30: 4. gruptan bir örneğin yük-yer değiştirme eğrisi



Şekil 31: 5. gruptan bir örneğin yük-yer değiştirme eğrisi



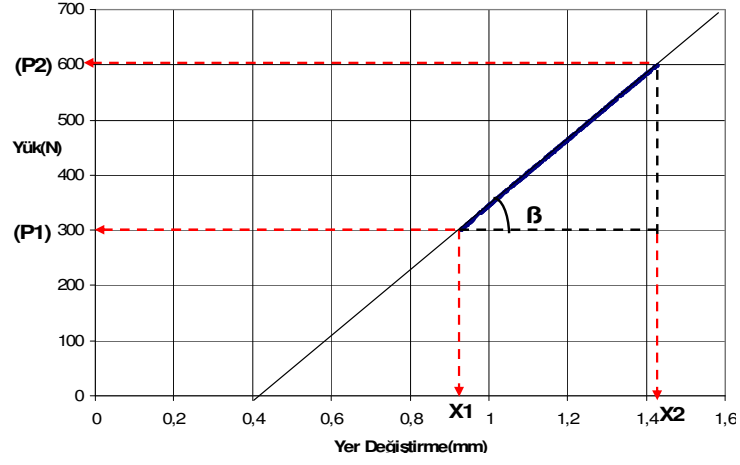
Şekil 32: 6. gruptan bir örneğin yük-yer değiştirme eğrisi

### **5.2.2 Katılık (Rijidite) Tespiti**

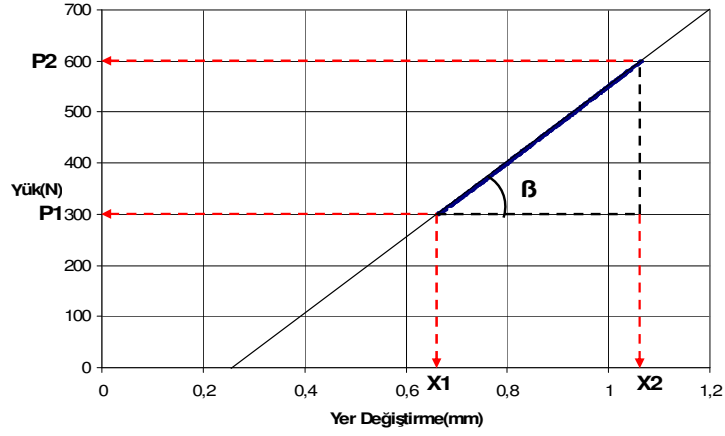
Yüklenme testleri sırasında elde edilen grafiklerde tüm gruplarda, 300 -600 N arasında doğrusallık olduğu görüldü. Her bir örnekte, bu değerler arasındaki deformasyon miktarları (mm) tespit edildi. Eğrilerin doğrusallık gösteren bölümleri ve x eksenini üzerindeki deformasyon miktarları arasında kalan açıların tanjantları bulunarak örneklerin katılık değerleri (N/mm) tespit edildi (74) (Şekil 33-38).

$$\text{Tan } \beta \Rightarrow \frac{P_2 - P_1}{X_2 - X_1} \Rightarrow \frac{\Delta P}{\Delta X} \Rightarrow \frac{300}{\Delta X} \Rightarrow \text{Katılık (rijidite- N/mm)}$$

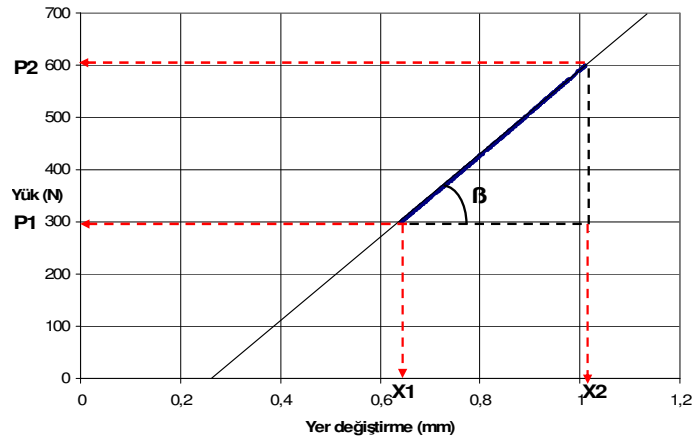




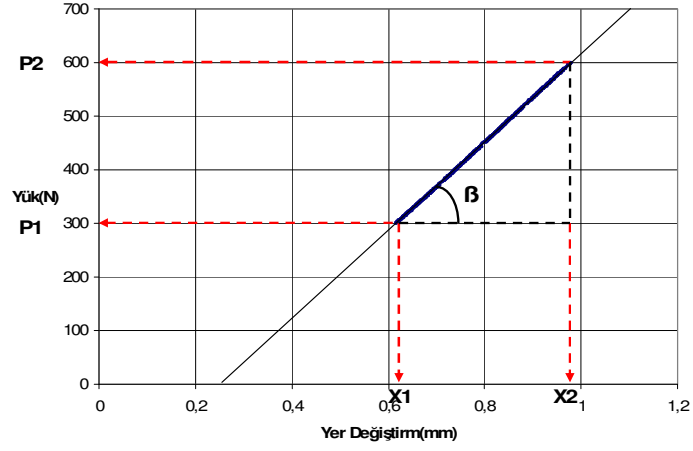
Şekil 33: 1. gruptan 1. örneğin katılık ölçümü



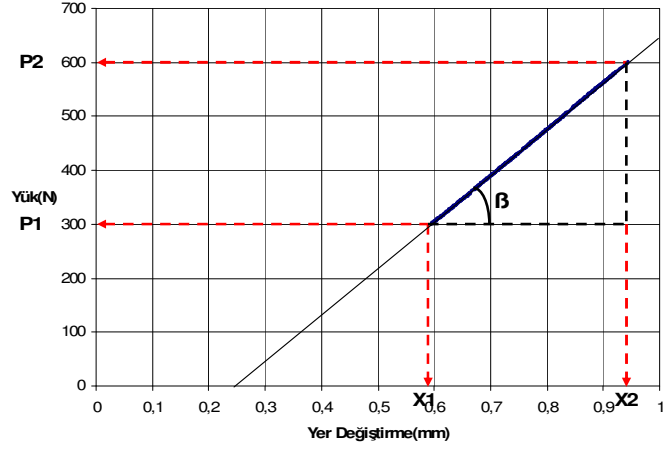
Şekil 34: 2. gruptan 1. örneğin katılık ölçümü



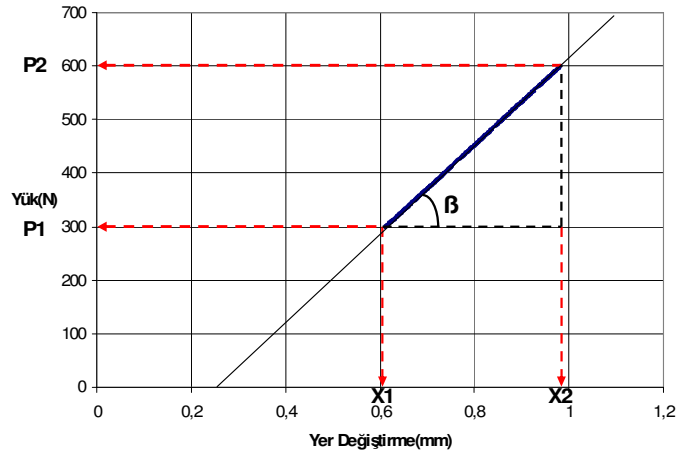
Şekil 35: 3. gruptan 1. örneğin katılık ölçümü



Şekil 36: 4. gruptan 1. örneğin katılık ölçümü



Şekil 37: 5. gruptan 1. örneğin katılık ölçümü



Şekil 38: 6. gruptan 1. örneğin katılık ölçümü

### **5.3. İstatistiksel analiz yöntemi**

6 grubun 8 kompozit femurla yapılan toplam 48 yüklenme testlinden elde edilen verilerin istatistiksel analizleri SPSS (Release 11 for Windows, USA) programı kullanılarak yapıldı. Tüm gruplara, yielding point ve katılık verilerini incelemek için toplu olarak Kruscal-Wallis testi uygulandı. Her iki parametrede de gruplar arasında anlamlı fark çıkması nedeniyle ( $p < 0.05$ ) farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için Mann-Whitney U testi kullanılarak gruplar ikili olarak karşılaştırıldı.

## **6. BULGULAR**

Herhangi bir işleme tabi tutulmamış kompozit femurlara aksiyel yüklenme testlerinin uygulandığı birinci grupta toplam 8 örnek yer aldı. Yield point değerlerinin ortalaması 1436,482 N, maksimum değeri 1676,25 N, minimum değeri 1173,7 N, standart sapma ise 186,1085 olarak bulundu.

Test edilen sistemin katılık değerlerinin ortalaması 630,0743 N/mm, maksimum değeri 887,57 N/mm, minimum değeri 489,40 N/mm, standart sapma ise 123,9001 olarak bulundu.

Grup 1	Örnek sayısı	Ortalama	Maksimum	Minimum	Standart sapma
Yield point (N)	8	1436,482	1676,25	1173,7	186,1085
Katılık (N/mm)	8	630,0743	887,57	489,40	123,9001

Tablo 6: 1. gruba ait bilgiler

Kompozit femurlara protez uygulanan ikinci grupta toplam 8 örnek yer aldı. Yüklenme testleri sonunda yield point değerlerinin ortalaması 1941,4825 N, maksimum değeri 2402,50 N, minimum değeri 1143,12 N, standart sapma 465,97245 olarak bulundu.

Grubun katılık değerlerinin ortalaması 846,9811 N/mm, maksimum değeri 1016,95 N/mm, minimum değeri 646,55 N/mm, standart sapma 117,94481 olarak bulundu.

Grup 2	Örnek sayısı	Ortalama	Maksimum	Minimum	Standart sapma
Yield point (N)	8	1941,4825	2402,50	1143,12	465,97245
Katılık (N/mm)	8	846,9811	1016,95	646,55	117,94481

Tablo 7: 2. gruba ait bilgiler

Periprotetik proksimal femur kırığı oluşturulan üçüncü grupta toplam 8 örnek yer aldı. Yüklenme testleri sonunda elde edilen yield point değerlerinin ortalaması 936,7175 N, maksimum değeri 1139,37 N, minimum değeri 674,38 N, standart sapması 152,47430 olarak bulundu.

Bu gruba ait katılık değerlerinin ortalaması 753,0747 N/mm, maksimum değeri 887,57 N/mm, minimum değeri 662,25 N/mm, standart sapması 70,15023 olarak bulundu.

Grup 3	Örnek sayısı	Ortalama	Maksimum	Minimum	Standart sapma
Yield point (N)	8	936,7175	1139,37	674,38	152,47430
Katılık (N/mm)	8	753,0747	887,57	662,25	70,15023

Tablo 8: 3. gruba ait bilgiler

Kırığın iki adet kablo ile tespit edildiği dördüncü grupta toplam 8 örnek yer aldı. Yield point değerlerinin ortalaması 1302,8894 N, maksimum değeri 1551,25 N, minimum değeri 991,88 N, standart sapması 177,70276 olarak bulundu.

Bu gruba ait katılık değerlerinin ortalaması 820,1515 N/mm, maksimum değeri 1013,51 N/mm, minimum değeri 735,29 N/mm, standart sapması 85,6201 olarak bulundu.

Grup 4	Örnek sayısı	Ortalama	Maksimum	Minimum	Standart sapma
Yield point (N)	8	1302,8894	1551,25	991,88	177,70276
Katılık (N/mm)	8	820,1515	1013,51	735,29	85,6201

Tablo 9: 4. gruba ait bilgiler

Kırığın kortikal strut greft ve iki adet kablo ile tespitinin yapıldığı beşinci grupta toplam 8 örnek yer aldı. Yield point değerlerinin ortalaması 1281,7181N, maksimum değeri 1582,50N, minimum değeri 914,38 N, standart sapması 230,31071 olarak bulundu.

Bu gruba ait katılık değerlerinin ortalaması 825,9794 N/mm, maksimum değeri 949,37 N/mm, minimum değeri 765,31 N/mm, standart sapması 59,37012 olarak bulundu.

Grup 5	Örnek sayısı	Ortalama	Maksimum	Minimum	Standart sapma
Yield point (N)	8	1281,7181	1582,50	914,38	230,31071
Katılık (N/mm)	8	825,9794	949,37	765,31	59,37012

Tablo 10: 5. gruba ait bilgiler

Kırığın trokanterik gripli plakla tespit edildiği altıncı grupta toplam 8 örnek yer aldı. Yield point değerlerinin ortalaması 1401,3275 N, maksimum değeri 1658,75 N, minimum değeri 1079,37 N, standart sapması 248,06676 olarak bulundu.

Bu gruba ait katılık değerlerinin ortalaması 780,1846 N/mm, maksimum değeri 946,37 N/mm, minimum değeri 675,68 N/mm, standart sapması 79,17490 olarak bulundu.

Grup 6	Örnek sayısı	Ortalama	Maksimum	Minimum	Standart sapma
Yield point (N)	8	1401,3275	1658,75	1079,37	248,06676
Katılık (N/mm)	8	780,1846	946,37	675,68	79,17490

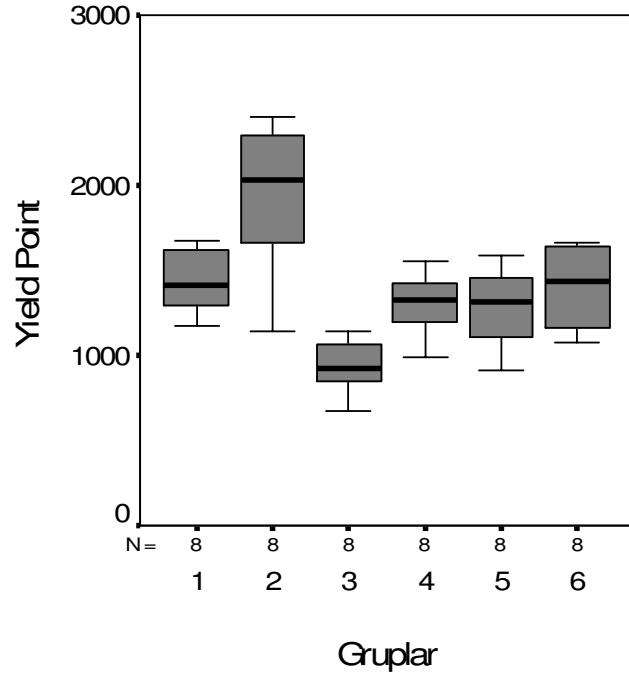
Tablo 11: 6. gruba ait bilgiler

Tüm gruplar ele alındığında aksiyel kompresyon testlerinde toplam 8 kompozit femur ve 48 örnek kullanıldı. Yield point değerlerinin ortalaması 1383,4363 N, maksimum değeri 2402,50 N, minimum değeri 674,38 N, standart sapması 391,28125 olarak bulundu.

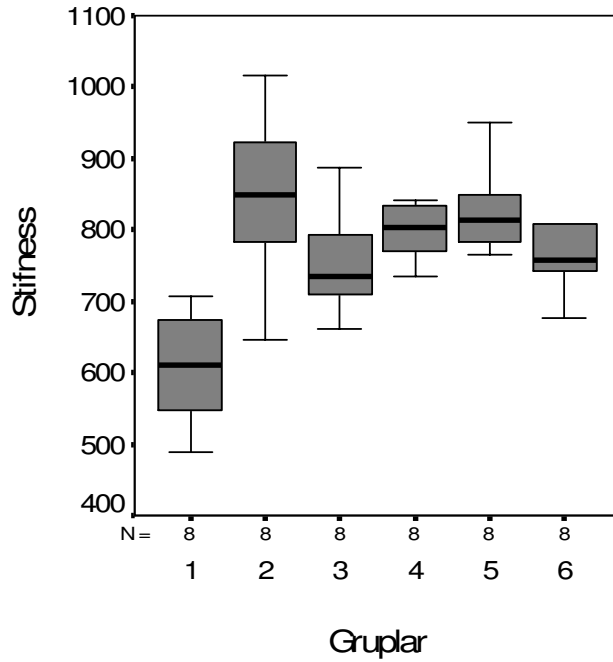
Grupların katılık değerlerinin ortalaması 776,0742 N/mm, maksimum değeri 1016,95 N/mm, minimum değeri 489,40 N/mm, standart sapması 113,89960 olarak bulundu.

Tüm Gruplar	Örnek sayısı	Ortalama	Maksimum	Minimum	Standart sapma
Yield point (N)	48	1383,4363	2402,50	674,38	391,28125
Katılık (N/mm)	48	776,0742	1016,95	675,68	489,40

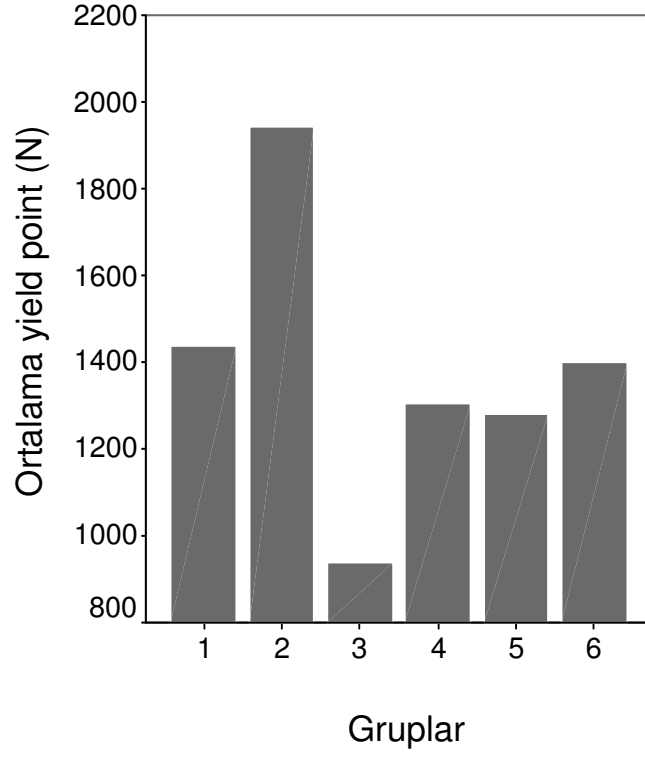
Tablo 12: Tüm gruplara ait genel bilgi



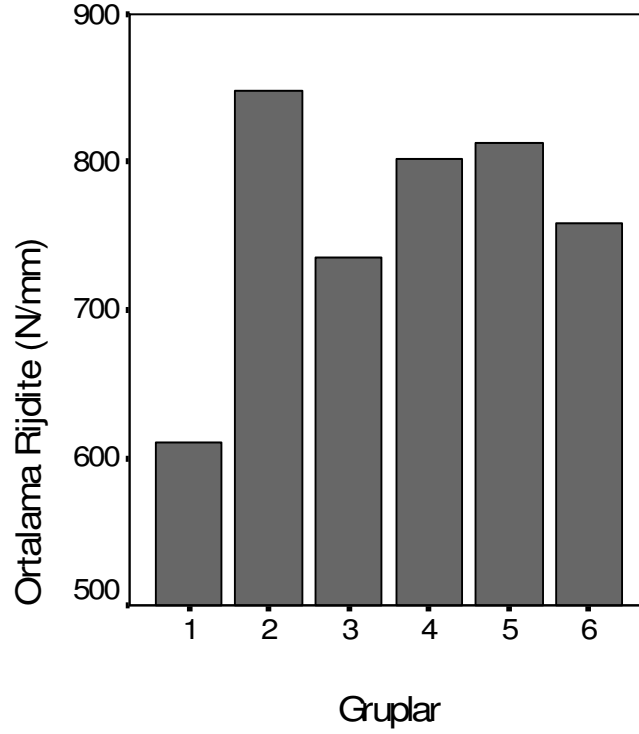
Şekil 39: Grupların yield point (akma noktası) değerlerinin dağılımı



Şekil 40: Grupların katılık (Stifness) değerlerinin dağılımı



Şekil 41: Grupların yield point (akma noktası) ortalamaları



Şekil 42: Grupların ortalama katılık değerleri



Birinci ve ikinci gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri için anlamlı fark bulunamadı ( $p= 0.059$ ), katılık değerleri için aradaki farkın anlamlı olduğu görüldü ( $p=0.009$ ).

Grup 1-2	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	14,00	7,00
P değeri (0.05)	0,059	0,009

Tablo 13: Grup 1-2 karşılaştırılması

Birinci ve üçüncü gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0.001$ ) ve katılık değerleri ( $p=0.016$ ) için aradaki farkın anlamlı olduğu görüldü için anlamlı fark olduğu görüldü.

Grup 1-3	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	0,0	9,00
P değeri (0.05)	0.001	0.016

Tablo 14: Grup 1-3 karşılaştırılması

Birinci ve dördüncü gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,208$ ) için aradaki farkın anlamlı olmadığı, katılık değerleri ( $p=0,009$ ) için aradaki farkın anlamlı olduğu görüldü.

Grup 1-4	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	20,00	7,00
P değeri (0.05)	0,208	0,009

Tablo 15: Grup 1-4 karşılaştırılması

Birinci ve beşinci gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,208$ ) için aradaki farkın anlamlı olmadığı, katılık değerleri ( $p=0,009$ ) için aradaki farkın anlamlı olduğu görüldü.

Grup 1-5	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	20,00	7,00
P değeri (0.05)	0,208	0,009

Tablo 16: Grup 1-5 karşılaştırılması

Birinci ve altıncı gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,753$ ) için aradaki farkın anlamlı olmadığı, katılık değerleri ( $p=0,012$ ) için aradaki farkın anlamlı olduğu görüldü.

Grup 1-6	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	29,00	8,00
P değeri (0.05)	0,753	0,012

Tablo 17: Grup 1-6 karşılaştırılması

İkinci ve üçüncü gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,001$ ) için aradaki farkın anlamlı olduğu, katılık değerleri ( $p= 0,074$ ) için aradaki farkın anlamlı olmadığı görüldü.

Grup 2-3	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	0,0	15,00
P değeri (0.05)	0,001	0,074

Tablo 18: Grup 2-3 karşılaştırılması

İkinci ve dördüncü gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,027$ ) için aradaki farkın anlamlı olduğu, katılık değerleri ( $p= 0,29$ ) için aradaki farkın anlamlı olmadığı görüldü.

Grup 2-4	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	11,00	22,00
P değeri (0.05)	0,027	0,29

Tablo 19: Grup 2-4 karşılaştırılması

İkinci ve beşinci gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,021$ ) için aradaki farkın anlamlı olduğu, katılık değerleri ( $p=0, 401$ ) için aradaki farkın anlamlı olmadığı görüldü.

Grup 2-5	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	10,00	24,00
P değeri (0.05)	0,021	0, 401

Tablo 20: Grup 2-5 karşılaştırılması

İkinci ve altıncı gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,027$ ) için aradaki farkın anlamlı olduğu, katılık değerleri ( $p= 0,115$ ) için aradaki farkın anlamlı olmadığı görüldü.

Grup 2-6	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	11,00	17,00
P değeri (0.05)	0,027	0,115

Tablo 21: Grup 2-6 karşılaştırılması

Üçüncü ve dördüncü gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,002$ ) için aradaki farkın anlamlı olduğu, katılık değerleri ( $p= 0,074$ ) için aradaki farkın anlamlı olmadığı görüldü.

Grup 3-4	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	6,00	13,00
P değeri (0.05)	0,002	0,074

Tablo 22: Grup 3-4 karşılaştırılması

Üçüncü ve beşinci gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,006$ ) için aradaki farkın anlamlı olduğu, katılık değerleri ( $p= 0,05$ ) için aradaki farkın anlamlı olmadığı görüldü.

Grup 3-5	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	6,00	13,00
P değeri (0.05)	0,006	0,046

Tablo 23: Grup 3-5 karşılaştırılması

Üçüncü ve altıncı gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,003$ ) için aradaki farkın anlamlı olduğu, katılık değerleri ( $p= 0,34$ ) için aradaki farkın anlamlı olmadığı görüldü.

Grup 3-6	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	4,00	23,00
P değeri (0.05)	0,003	0,34

Tablo 24: Grup 3-6 karşılaştırılması

Dördüncü ve beşinci gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 1,00$ ) ve katılık değerleri ( $p= 0,56$ ) için aradaki farkların anlamlı olmadığı görüldü.

Grup 4-5	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	32,00	26,50
P değeri (0.05)	1,00	0,56

Tablo 25: Grup 4-5 karşılaştırılması

Dördüncü ve altıncı gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,401$ ) ve katılık değerleri ( $p= 0,22$ ) için aradaki farkların anlamlı olmadığı görüldü.

Grup 4-6	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	24,00	20,50
P değeri (0.05)	0,401	0,22

Tablo 26: Grup 4-6 karşılaştırılması

Beşinci ve altıncı gruplara ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldığında yield point değerleri ( $p= 0,24$ ) ve katılık değerleri ( $p= 0,09$ ) için aradaki farkların anlamlı olmadığı görüldü.

Grup 5-6	Yield point	Katılık
Mann Whitney U	21,00	16,00
P değeri (0.05)	0,24	0,09

Tablo 27: Grup 5-6 karşılaştırılması

## **7. TARTIŞMA**

Periprotetik femur kırıkları total kalça protezi ameliyatlarının yaygınlaşması ve uygulanan popülasyonun yaşının artması gibi nedenlerle geçmişe göre sık karşılaşılan bir komplikasyon haline gelmiştir (42,75). Tedavi yöntemlerinin pahalı ve karmaşık olması, özel bilgi ve beceri gerektirmesi ise beraberinde ortaya çıkan sorunlardır (37). Ameliyat sırasında oluşan (intraoperatif) kırıkların uygulanan protezin stabilitesini erken veya geç dönemde tehdit etme olasılığı, hastalara verilen uzun süreli yatak istirahati ya da yüklenme kısıtlaması, ameliyatın amacına ulaşmasını engellemektedir. Bu çalışmanın amacı, çoğunlukla ameliyat sırasında oluşan fakat ameliyat sonrasında da oluşabilen doğrusal periprotetik proksimal femur kırığına uygulanan farklı tespit yöntemlerinin aksiyel yüklenme altında sağladıkları stabilite açısından birbirlerine üstün olup olmadıklarını belirlemektir.

Berry'nin Mayo Clinic verilerine göre yaptığı çalışmada intraoperatif periprotetik kırık prevalansı çimentolu primer vakalarda %0.3, çimentosuzlarda %5.4; çimentolu revizyon vakalarında %3.6, çimentosuz revizyonlarda %20.9 oranında bildirilmiştir(29). Benzer çalışmalarda (Schwartz(30), Scott(61), Mont(62)) rakamlar arasında farklılıklar olsa da göze çarpan en önemli nokta çimentosuz uygulamalarda ve özellikle revizyon vakalarında periprotetik femur kırıklarının daha yüksek oranlarda görülmesidir.

Protezin yerleştirilmesi, kalçanın redüksiyonu ve dislokasyonu sırasında uygulanan aşırı kuvvet (21,43), yeterli yumuşak doku gevşetmesinin yapılmaması (59) kırık riskini artıran teknik hatalardır. Hastada osteoporoz (36),osteomalazi (37), romatoid artrit (36), paget (41), gelişimsel kalça displazisi (41) gibi patolojilerin varlığı ise hastaya ait nedenler arasında sayılabilir. İntraoperatif periprotetik femur kırıkları çoğunlukla pres fit uygulanan çimentosuz protezlerin raspalama ya da implant yerleştirme aşamalarında oluşmaktadır (17,18,21,22,35,41). Femoral kanal içine yerleştirilen protezin raspanarak hazırlanan kanaldan bir-iki milimetre büyük olması nedeniyle proksimal femurda oluşan çevresel stress kırık oluşumu riskini artırmaktadır (21,26). Bu nedenle çalışmamızdaki örneklerde kırık modeli oluşturmadan önce pres fit fiksasyon sağlayan Versys® (Zimmer, Warsaw, IN,USA) femoral stem uyguladık.

Postoperatif periprostetik femur kırıklarının fiksasyon yöntemlerini karşılaştıran birçok klinik ve biyomekanik çalışma yapılmıştır (62,65,66,72,73). İntraoperatif proksimal femur kırıklarının tedavi yöntemleriyle ilgili klinik çalışmalar varsa da biyomekanik çalışma yoktur (30,61,62,63). Bu tip kırıkların tedavisinde kullanılan tespit yöntemlerinin ameliyat sonrası erken dönemde sağladıkları stabilite konusunda çalışma yapılmamış olması rehabilitasyon planlanması açısından sorun yaratması nedeniyle önemli bir sorun oluşturmaktadır

Postoperatif periprostetik kırık modeli oluşturulan çalışmalarda kadavra femuru veya kompozit femur kullanılmıştır (68,76,77,78,79). Cristofolini (80), biyomekanik testlerde kullanılan kompozit femurların ve kadavra femurlarının viskoelastik yapıları karşılaştırıldığında aralarında belirgin fark olmadığını, grup içi farklılıkların ise kompozit femurlarda 200 kata kadar daha az olduğunu belirtmiştir. Formolde bekletilmiş ve radyolojik yöntemlerle standardize edilmemiş kadavra femurlarının aksiyel yüklenme altında göstereceği deformasyonun birbirinden farklı olması kaçınılmazdır. Bu da bir gruba dahil edilen örneklerin verilerinin karşılaştırılmasının hatalı olabileceği anlamına gelmektedir. Bu nedenle çalışmamızda örnekler arasındaki yapısal ve geometrik farklılıkları en aza indirgeyebilmek amacıyla, farklı biyomekanik çalışmalarda benzerlerinin kullanıldığı (77,81) 3. jenerasyon (3303) Sawbones® (Sawbones,Malmö,Sweden) marka kompozit femur kullanılmıştır.

İntraoperatif periprostetik femur kırıkları kortikal perforasyonlar, nondeplase longitudinal-spiral kırıklar veya deplase kırıklar olarak karşımıza çıkabilmektedir (18). Bir çok araştırmacı ameliyat sırasında oluşan küçük çatlakların bazen gözden kaçırıldığına ve ameliyattan sonra çekilen direkt grafilerde fark edildiğine dikkat çekmektedir (18,20,32,49,56). Schwartz ve ark. (32) ameliyat sırasında proksimal femur kırığı oluşan 17 hastadan 12'sinin inkomplet, 5'inin ise komplet kırık olduğunu, komplet kırıklardan 2'sinin postoperatif grafilerle fark edildiğini bildirmişlerdir. Benzer şekilde Fitzgerald ve ark. (56), 630 vakanın 40'ında intraoperatif kırık bildirmişler, bu kırıklardan 2'sinin ise postoperatif dönemde fark edildiğine dikkat çekmişlerdir.

Proksimal femur periprostetik kırıklarının tedavi planlaması yapılırken kırığın protez stabilitesine olan etkisi ve kemik stoğun yeterliliği (18,43) göz önünde bulundurulması gereken noktalardır. Beals ve ark (53) postoperatif periprostetik kırıklar için yaptıkları sınıflamada proksimal femurda protez çevresinde oluşan

kırıkları (Tip1) stabil kırıklar olarak tanımlamışlardır. Greidanus ve Masri (18) proksimal femurda oluşan, sadece metafizer alanda sınırlı kalan doğrusal kırıkların (tip A2) protez stabilitesini etkilemeyeceğini, diafize uzanan parçalı kırıkların (Tip A3) ise stabiliteyi bozacağını bildirmişlerdir. Johansson ve ark (20) tarif etikleri sınıflamada sadece proksimal femurda ve protez çevresinde oluşan tip 1 kırıkların çoğunlukla stabil kırıklar olduğunu, tip 2 kırıkta ise protezin kanal içinde yer değiştirdiğini bildirmişlerdir. Model olarak kullandığımız kırık tipi bu sınıflamalar dışında Mallory ve ark'nın (19) tarif ettiği tip 2 kırığa da uymaktadır. Mallory bu tip kırıkların erken dönemde stabilite problemi yaratmasa da genişleme ve ayrılma riski taşıdığını bildirmiştir. Çalışmamızda, örnekler üzerinde kırık modeli oluşturulduktan sonra protez stabilitesi elle manipulasyon uygulanarak test edilmiş ve protez veya kırık hattında makro hareket olmadığı gözlenmiştir. Oluşturduğumuz kırık modeli proksimal femurun kemik stokunu ve protez stabilitesini bozmamış gibi görünse de aksiyel yüklenme testleri sonunda tüm sistemin stabilitesinin bozulduğu gözlemlenmiştir. Başka bir deyişle ameliyat sırasında kırığın protez stabiliteye etkisinin elle manipulasyon yapılarak kontrolü yanıtıcı olabilmektedir.

Periprotetik femur kırıkları için çeşitli tedavi seçenekleri belirtilmiş olmasına rağmen en uygun tedavi yöntemi konusunda farklı görüşler ortaya çıkmaktadır (58). Johansson ve ark (20) çalışmalarında tip 1 kırığı olan 11 hasta bildirmişlerdir. Bu kırıklardan 6'sı ameliyat sırasında, 5'i ameliyattan sonra oluşmuştur. 5 hastanın ikisine traksiyon tedavisi uygulanmıştır. Her iki hastada da kırık iyileşmesi görülürken protezlerin gevşediği fark edilmiştir. Cerrahi tedavi uygulanan 9 hastadan 4'üne serklaj teli kullanılarak, 5'ine ise uzun stem revizyon protezi ve serklaj teli ile stabilizasyon sağlanmıştır. Sadece serklaj teli kullanılan 4 hastanın üçüne erken yüklenme uygulanmıştır. Bu hastalardan ikisinde erken gevşeme, birinde enfeksiyon ortaya çıkmış; sadece ameliyat sonrası traksiyon tedavisi uygulanan dördüncü hastada tatminkar sonuç elde edilmiştir. Revizyon protezi uygulanan 5 hasta da tam yüklenme ile yürütülmüş; iki hastada enfeksiyon nedeniyle tatminkar sonuçlar elde edilemezken diğer üç hastanın sonuçları iyi olarak değerlendirilmiştir. Ameliyat sırasında fark edilen kırıklara serklaj teliyle sabitleme ya da uzun stem protez uygulanmasını, ameliyattan sonra oluşan ya da fark edilen kırıkların ise konzervatif yöntemlerle tedavi edilmesini önermişlerdir.

Fitzgerald ve ark. (56) çalışmalarında, çimentosuz protez uygulanan 630 vakadan 40'ında ameliyat sırasında kırık oluşmuş; bu kırıkların parham bantları, serklaj telleri ve kemik greftleriyle tedavi edilmiştir. Ameliyat sonrasında proksimal femurda protez ucuna uzanan kırığı olduğu fark edilen bir hastaya konservatif tedavi uygulanmıştır. Tüm hastalarda tatminkar sonuçlar elde edildiği fakat iki-dört ay boyunca yükten korunarak yürütüldüğü belirtilmiştir.

Christiensen ve ark (57) 159 revizyon vakasının 10'unda intraoperatif periprotetik femur kırığı olduğunu; vakaların tümüne plak ve vidalar kullanılarak internal fiksasyon uygulandığını ve bunlardan 6'sından iyi sonuç alındığını belirtmişlerdir.

Schwartz (32) 1318 vakalık serisinde 17'si proksimal, 22'si ise distal femura uzanan 39 intraoperatif kırık bildirmiştir. 17 kırığın 12'si ameliyat sırasında çekilen grafilerde görülemeyen inkomplet kırıklardır. Diğer 5 kırık ise 2'si ameliyattan sonra fark edilen komplet kırıklardır. Protez stabilitesi elle manipulasyon uygulanarak kontrol edilmiş, protezin hareket etmediği vakalar stabil olarak kabul edilmiştir. Stabil inkomplet kırıklara cerrahi tedavi uygulanmamıştır. Fakat bu hastalar yaklaşık 3 ay süresince yükten korunmuşlardır. Komplet ve stabilite sorunu oluşturan kırıklar, distal fiksasyonu sağlayan, tüm yüzeyi poröz kaplama olan protezlerle tedavi edilmiştir. Ameliyat sonrasında tespit edilen komplet kırıklara internal fiksasyon uygulanırken inkomplet ve posterior kortekse ulaşmayan kırıklara alçı tedavisi uygulanmıştır. Çalışmaya dahil edilen tüm hastalarda iki yıllık takip sonunda kaynama tam olarak sağlanmış ve gevşeme bulgularına rastlanmamıştır. Bu çalışmada stabil kırığı olan hastalara yatak istirahati uygulanıp uygulanmadığı konusuna açıklık getirilmemektedir. Orta ve geç dönem takiplerin olmaması kırık oluşan vakalarda stabilitenin devamlılığını sorgulama gereğini doğurmaktadır.

Mallory (19), 56 intraoperatif proksimal femur kırığının incelendiği çalışmada 7 intraoperatif, 2 postoperatif kırığın bulunduğu tip 2 kırık grubunda sadece bir vakada iyileşme sorunu ile karşılaşmış ve tedavisinde allogreft kullanmıştır. Bu grupta 45 ay sonunda yapılan radyolojik incelemelerde remodelasyonun tamamlandığı görülmüştür. Fakat hastaların ameliyat sonrası erken dönem rehabilitasyonları konusuna açıklık getirilmemiştir. Çalışmamızda da model olarak kullandığımız tip 2 kırıkta protezin tek başına bir internal fiksasyon sağladığını, çevresel yerleştirilen serklaj tellerinin stabiliteye katkıda bulunduğunu böylece kırık iyileşmesinin sorunsuz olabileceğini bildirmişlerdir.



Berend ve ark (63), ortalama 7,5 yıl takip ettikleri 1320 primer total kalça artroplastisi vakasının 58'inde ameliyat sırasında proksimal femur kırığı olduğunu, bu kırıkların Mallory (19) tip 1 ve 2 kırıklar olduğunu, tüm vakalarda serklaj teli ya da Dall Miles kablosu ile tedavi sağlandığını sonuç olarak orta dönem takiplerde hiçbir hastada implant gevşemesi olmadığını, hastaların kalça fonksiyonlarının iyi düzeyde olduğunu bildirmişlerdir.

Greidanus ve ark (18) ameliyat sonrası erken dönemde fark edilen kırıkların çoğunlukla stabil kırıklar olduğunu, bunların konzervatif yöntemlerle tedavi edilebileceğini bildirmişlerdir.

Masri (43), ameliyatta tespit edilen Vancouver tip A2 kırıkların serklaj teliyle tespitini önerirken uzun stem revizyon protezinin kullanılmasını sadece stem stabilitesinin bozuk olduğu tip A3 kırıkta uygun olacağını bildirmiştir. Araştırmacı, yaptığı başka bir çalışmada (49) periprostetik femur kırıklarında protez stabilitesinin bozulması veya gevşeme bulgularının olması halinde uzun stem revizyon protezlerinin kullanılması gerektiğini vurgulamıştır. Oluşturduğumuz kırık modelinin protez stabilitesini bozmaması nedeniyle çalışmamızda uzun stem protez kullanarak stabilizasyon sağlama yöntemi test edilmemiştir.

Yapılan klinik çalışmaların çoğunda ameliyat sırasında proksimal femurda oluşan doğrusal kırığın tedavisi için serklaj teli kullanıldığı bildirilmektedir (19,20,37,56). Shaw ve Daubert (64), çelik tel, parham bandı, titanyum kablo, propilen ve naylon bandın oluşturdukları kompresyonu test ettikleri biyomekanik çalışmada kablo ve Parham bantlarının diğer yöntemlere olan üstünlüğünü ortaya koymuşlardır. Bu nedenle çalışmamızda test ettiğimiz gruplar arasına çelik serklaj teli ile fiksasyon yöntemi dahil edilmemiş, sadece kablo, kablo ile sabitlenmiş strut greft ve kablolu trokanterik gripli plak yöntemleri karşılaştırılmıştır.

Postoperatif kırıkların tedavi yöntemlerinin biyomekanik testlerle karşılaştırıldığı birçok çalışma yapılmıştır. Dennis ve ark. (77) kompozit femur kullanarak yaptıkları çalışmada Vancouver tip B1 kırık modeli oluşturmuşlar, uyguladıkları birbirinden farklı kablo-plak ve strut greft- kablo konfigürasyonlarının stabilitelelerini karşılaştırmışlardır. Vidalı plakların strut greftlere göre; strut greftlerin ise kablolu plaklara göre daha fazla stabilite sağladığı sonucuna ulaşmışlardır. Çalışmada sistemin stabilitesi belirlenirken yüklenme yer değiştirme eğrilerinde doğrusallık gösteren bölümün eğimi esas alınmıştır. Sonuç olarak tüm gruplarda yer değiştirmeye karşı oluşan direnç değerleri (katılık-N/mm) tespit edilmiştir. Benzer

şekilde çalışmamızda sistemin aksiyel yüklenme altında stabilitesi belirlenirken hem katılık hem de yüklenme sırasında kalıcı deformasyon oluşturan değerler esas alınmıştır.

Yaptıkları başka bir çalışmada Dennis ve ark (70), Vancouver tip B1 kırığın tedavisinde metak plağın (Ogden prosedürü) ve strut greftin sağladıkları stabiliteyi test etmişler, metal plağın kablo ile sabitlenen grefte göre daha stabil bir fiksasyon sağladığını belirtmişlerdir. Her ne kadar farklı tespit modelleri kullanılmış olsa da çalışmamızda kırığın tespit edildiği gruplar arasında istatistiksel fark bulunmamıştır ( $p<0.05$ ). Bu nedenle trokanterik gripli plağın, kablo veya kablo ile tespit edilmiş strut grefte aksiyel stabilite sağlama açısından üstün olmadığı görülmüştür.

Peters ve ark (76) kadavra femuru kullandıkları ve Vancouver B1 tipinde kırık oluşturdukları çalışmada farklı pozisyonlarda yerleştirilmiş strut greftler ve proksimali kablo, distali vida ile tespit edilmiş metal plağın sağladığı stabiliteyi karşılaştırmışlar, strut greftlerin femur medial ve laterale yerleştirildiği grupta en iyi stabilizasyonun sağlandığını tespit etmişlerdir. Çalışmamızda oluşturduğumuz kortikal strut greft ve kablo ile tespit uygulanan grubun aksiyel yüklenme altında sağladığı stabilite, tespit uygulanan diğer gruplarla benzer bulunmuştur. Her ne kadar kortikal strut greftlerin kırığın erken dönemde stabilitesine katkıda bulunduğu ve kaynamayı artırıcı etkisi olduğu söylene de, uygulamadan sonra 4. ayda stabiliteyi kaybetmeleri ve kırık hattında yeterli kaynamanın olmama ihtimali protezin stabilitesinin bozulabileceğini düşündürmektedir. Bu nedenle sadece kablo ya da kablolu plak uygulaması stabilitenin devamlılığı açısından daha iyi sonuç verecekmiş gibi görünmektedir.

Fulkerson ve ark (78) kadavra femuru kullanarak yaptıkları çalışmada LISS plak ve kablolu plağın Vancouver tip B1 kırık modelinde sağladıkları stabiliteyi test etmişler; kilitle plağın stabilitesinin daha fazla olduğu sonucuna varmışlardır. Bu plak sisteminin kemik kanlanması en az düzeyde bozduğunu, bu nedenle kaynamama ihtimalinin düşük olacağını fakat vidaların korteks üzerinde oluşturacağı stress artışının özellikle proksimal femurda katastrofik sonuçlara neden olabileceğini vurgulamışlardır. Bu yöntemden farklı olarak çalışmamızda oluşturulan proksimal femur kırığı, protezin anteriorunda kalacak şekilde femur lateralinden yerleştirilen kortikal lag vidalarıyla da tespit edilebilirdi. Fakat bu yöntem sonunda vidaların proteze olan temasının osteointegrasyonu bozma olasılığı ve yeni kırık oluşturma riski göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle diğer tespit yöntemine göre daha

uzun süreli stabilizasyon sağlasın veya sağlamasın oluşabilecek katastrofik sonuçlar düşünülerek bu yöntem çalışmamızda test edilmemiştir.

Bu biyomekanik çalışmalar, protez ucunda kırık oluşturulması ve protezin çimento ile uygulanması nedeniyle model olarak bizim çalışmamızdan farklıdır. Çalışmamızda oluşturulan örneklerin aksiyel yüklenme altında davranışları incelenmiş, katılık değerleri (deformasyona dirençleri) ve hangi yük değerinin plastik deformasyona yol açacağı (yield point) belirlenmiştir.

Katılık değerleri ele alındığında normal femurlarla (1. grup) diğer gruplar arasında anlamlı fark bulunması ( $p<0.05$ ), uygulanan protezin tüm sistemin katılığında belirleyici etken olduğunu düşündürmektedir. Bununla birlikte kırık grubu ile (3. grup), protezin bulunduğu diğer gruplar bire bir karşılaştırıldığında aralarında katılık değerleri açısından anlamlı fark olmaması ( $p\geq 0.05$ ) bu düşüncüyü desteklemektedir. Fakat kırık grubuyla (3. grup) protezin bulunduğu diğer gruplar arasında yield point değerleri karşılaştırıldığında ortaya çıkan belirgin fark stabilite tespitinde bu parametrenin verdiği sonuçların daha değerli olduğunu göstermektedir.

Tespit uygulanmayan grup (3. grup) ile normal femur (1. grup) ve sadece protezin bulunduğu grup (2. grup) arasında yield point değerleri ele alındığında ortaya çıkan anlamlı fark ( $p<0.05$ ), protez ne kadar stabil olursa olsun tespit uygulanmadığı durumda, aksiyel yüklenme altında deformasyonun hızlı bir şekilde gelişeceğini göstermektedir. Benzer şekilde 3. grup ile tedavi uygulanan gruplar arasında da (grup 4-5-6) anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0.05$ ). Bu nedenle test edilen kırık modelinde erken dönem aksiyel stabilite sağlanabilmesi için mutlaka tespit edilmesi gerektiğini düşünmekteyiz. Bu nedenle ameliyattan sonra fark edilen kırıklarda birçok klinik çalışmada önerilen konzervatif tedavinin (18,20,43,49) sadece tekrar ameliyat olması mümkün olmayan hastalar için bir tedavi seçeneği olabileceği görüşünderiz.

Tepit uygulanan gruplarla (grup 4-5-6) normal femurlar (grup 1) arasında anlamlı fark olmaması ( $p\geq 0.05$ ), buna karşın sadece protezin bulunduğu grupla (grup 2) bu gruplar (grup 4-5-6) arasında fark olması ( $p<0.05$ ) protez uygulamasının tüm sistemin deformasyon noktasını değiştirdirini fakat kırık oluşumunun (tespit uygulansa bile) daha düşük kuvvetlerle deformasyona neden olacağını göstermektedir.

Strut greftler ve kablolu plakların farklı kırık modellerinde kullanımı ve sağladıkları stabilite konusunda değişik sonuçlar ortaya koyan biyomekanik çalışmalar (58,75,76) olmasına karşın çalışmamızda kırık üzerine yerleştirilen, kablo ile tespit edilen strut greft ve trokanterik plağın sağladığı stabilitede yield point ve katılık değerleri ele alındığında birbirlerine üstün olmadıkları görülmüştür ( $p<0.05$ ). Sadece kablo kullanılan grup (4. grup) ile strut greftin (5. grup) ve trokanterik plağın kullanıldığı gruplar (6. grup) yield point ve katılık verileri açısından karşılaştırıldığında erken dönem stabilitesinde aralarında anlamlı fark olmadığı görülmüştür.

Çalışmamızda sistemlerin stabilitelerinin belirlenebilmesi için sadece aksiyel yüklenme testlerinin yapılması, rotasyonel yüklenme testlerinin ve değişik açılarda femoral yüklenmelerin teknik imkansızlıklar nedeniyle yapılamamış olması çalışmamızın önemli eksikliklerindedir. Bununla birlikte oluşturulan modelde kas ve ligaman yapılarının sisteme yapacağı etkinin test edilememesi bir diğer eksikliklerdir. Bu unsurların model oluşturulurken sisteme dahil edilmesiyle, uygulanan tedavi yöntemlerinin sağladığı stabilite konusunda daha ayrıntılı veriler elde edilebileceğini düşünmekteyiz.

Yield point ve katılık değerleri ele alınarak yapılan karşılaştırmalarda sonuçlar arasında çıkan farklılıkların örnek sayısının artırılmasıyla ortadan kaldırılabileceğini ve katılık değerlerinin ölçümünün stabilite tespitinde daha hassas hale geleceğini düşünmekteyiz. Örnek sayısının artırılmasıyla, yield point verilerine göre ortaya çıkan sonuçlarda da değişiklik olabileceğini düşünmekteyiz. Örneğin trokanterik gripli plak uygulanan grupta yield point verilerinin diğer gruplara göre daha yüksek olmasına karşın diğer tedavi yöntemleriyle arasında anlamlı fark çıkmaması, çalışmaya dahil edilen örnek sayısının artırılmasıyla daha farklı sonuçlar elde edilebileceğini düşündürmektedir.

Özet olarak çalışmamızda,

1. uygulanan protezin tüm sistemin katılık değerini artırdığı
2. oluşturulan kırık nedeniyle sistemde aksiyel yüklenme altında daha düşük yüklerde deformasyon oluştuğu
3. model olarak seçtiğimiz kırık tipinin tedavisinde uygulanan kablo, greft, trokanterik plak yöntemlerinin sistemin katılığı üzerinde anlamlı fark yaratmadığı

4. internal tespit uygulanmış modellerde kırık oluşturulmamış gruba (2. grup) göre aksiyel yüklenme altında daha düşük yüklerde deformasyon oluştuğu
  5. internal tespit uygulanmış modellerde aksiyel yüklenme ile kırık oluşturulan ve tespit uygulanmayan gruba (3. grup) göre daha yüksek yük değerlerinde deformasyon oluştuğu
  6. tespit yöntemleri arasında aksiyel yüklenme ile oluşan deformasyonun önlenmesi açısından fark olmadığı
  7. ancak tedavi edilmeyen kırıklarda protez satabil olsa bile, aksiyel yüklenme sonucunda diğer gruplara göre daha erken deformasyon gelişeceği
  8. protez stabilitesinin elle manipulasyon yöntemiyle tespit edilmesinin yanıtıcı olabileceği
- sonuçlarına ulaştık.

## **8. KAYNAKLAR**

1. Chapman MW. Chapman's Orthopaedic Surgery, Third Edition Lippincott Williams & Wilkins, Chapter 99,105
2. Hozack WJ, Rothman RH, Albert TJ, Balderston RA, Eng K. Relationship of total hip arthroplasty outcomes to other orthopaedic procedures. Clin Orthop Relat Res. 1997 Nov;(344):88-93.
3. Mancuso CA, Salvati EA, Johanson NA, Peterson MG, Charlson ME. Patients' expectations and satisfaction with total hip arthroplasty. J.Arthroplasty. 1997 Jun;12(4):387-96.
4. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. Clin Orthop Relat Res. 1979 Jun; (141):17-27.
5. Parrish TF, Jones JR. Fracture of the femur following prosthetic arthroplasty of the hip: report of nine cases. J Bone Joint Surg Am. 1964 Mar;46:241-8
6. Campbell P, McWilliams TG. Periprosthetic femoral fractures. Current Orthopaedics 2002 (16), 126-132
7. Berry DJ. Epidemiology: hip and knee. Orthop Clin North Am.1999 Apr;30(2):183-90.
8. Fink B, Fuerst M, Singer J. Periprosthetic fractures of the femur associated with hip arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg. 2005 Sep;125(7):433-42.
9. McElfresh EC, Coventry MB. Femoral and pelvic fractures after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 1974 Apr;56(3):483-92.
10. Pankovich AM, Tarabishy I, Barmada R. Fractures below non-cemented femoral implants. Treatment with Ender nailing.J Bone Joint Surg Am. 1981 Jul;63(6):1024-5.
11. 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 Nov;85-A(11):2156-62.
12. Zenni EJ Jr, Pomeroy DL, Caudle RJ. Ogden plate and other fixations for fractures complicating femoral endoprostheses. Clin Orthop Relat Res. 1988 Jun;(231):83-90.

13. Noorda RJ, Wuisman PI. Mennen plate fixation for the treatment of periprosthetic femoral fractures: a multicenter study of thirty-six fractures. *J Bone Joint Surg Am.* 2002 Dec;84-A(12):2211-5.
14. de Ridder VA, de Lange S, Koomen AR, Heatley FW. Partridge osteosynthesis: a prospective clinical study on the use of nylon cerclage bands and plates in the treatment of periprosthetic femoral shaft fractures. *J Orthop Trauma.* 2001 Jan;15(1):61-5.
15. Kamineni S, Ware HE. The Mennen plate: unsuitable for elderly femoral peri-prosthetic fractures. *Injury.* 1999 May;30(4):257-60.
16. Haddad FS, Duncan CP. Cortical onlay allograft struts in the treatment of periprosthetic femoral fractures. *Instr Course Lect.* 2003;52:291-300. Review.
17. Brady OH, Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP. The treatment of periprosthetic fractures of the femur using cortical onlay allograft struts. *Orthop Clin North Am.* 1999 Apr;30(2):249-57.
18. Greidanus NV, Mitchell PA, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP. Principles of management and results of treating the fractured femur during and after total hip arthroplasty. *Instr Course Lect.* 2003;52:309-22.
19. Mallory TH, Kraus TJ, Vaughn BK. Intraoperative femoral fractures associated with cementless total hip arthroplasty. *Orthopedics.* 1989 Feb;12(2):231-9.
20. 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 Dec;63(9):1435-42.
21. S Terry Canale Campbell's Operative Orthopaedics 2003 Mosby inc. Chapter 7, p.315
22. Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE. The Adult Hip. 1998 by Lippincot-Raven publishers. Chapter 9,12,58,68
23. Morrey BF. Joint Replacement Arthroplasty Third Edition Elsevier Science. Chapter 5, p.617,637
24. Fessy MH, Seutin B, Bejui J. Anatomical basis for the choice of the femoral implant in the total hip arthroplasty. *Surg Radiol Anat.* 1997;19(5):283-6.

25. Konttinen YT, Zhao D, Beklen A, Ma G, Takagi M ve ark. The microenvironment around total hip replacement prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 2005 Jan;(430):28-38.
26. Miller MD, Brinker MR: Review of Orthopaedics. Third edition, WB Saunders Company, Chapter 4, 2000
27. Huiskes R. The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 Dec;(261):27-38.
28. Nourbash PS, Paprosky WG. Cementless femoral design concerns. Rationale for extensive porous coating. *Clin Orthop Relat Res.* 1998 Oct;(355):189-99.
29. Capello WN, D'Antonio JA, Manley MT, Feinberg JR. Hydroxyapatite in total hip arthroplasty. Clinical results and critical issues. *Clin Orthop Relat Res.* 1998 Oct;(355):200-11.
30. Eckardt A, Aberman HM, Cantwell HD, Heine J. Biological fixation of hydroxyapatite-coated versus grit-blasted titanium hip stems: a canine study. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2003 Feb;123(1):28-35.
31. Geesink RG. Osteoconductive coatings for total joint arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2002 Feb;(395):53-65.
32. Schwartz JT Jr, Mayer JG, Engh CA. Femoral fracture during non-cemented total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1989 Sep;71(8):1135-42.
33. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br.* 1987 Jan;69(1):45-55.
34. Engh CA, Bobyn JD. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1988 Jun;(231):7-28.
35. Mitchell PA, Greidanus NV, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP. The prevention of periprosthetic fractures of the femur during and after total hip arthroplasty. *Instr Course Lect.* 2003;52:301-8.
36. Brady OH, Garbuz DS, Masri BA, Duncan CP. Classification of the hip. *Orthop Clin North Am.* 1999 Apr;30(2):215-20.
37. Tsiridis E, Haddad FS, Gie GA. The management of periprosthetic femoral fractures around hip replacements. *Injury.* 2003 Feb;34(2):95-105.



38. Timon S, O'Flynn HM, Tate DE, Sculco TP. Bilateral pathologic fractures in a patient with beta-thalassemia undergoing total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1998 Feb;13(2):217-20.
39. Scott RD, Turner RH, Leitzes SM, Aufranc OE. Femoral fractures in conjunction with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 1975 Jun;57(4):494-501.
40. Bethea JS 3., DeAndrade JR, Fleming LL, Lindenbaum SD, Welch RB. Proximal femoral fractures following total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1982 Oct;(170):95-106.
41. Haddad FS, Masri BA, Garbuz DS, Duncan CP. The prevention of periprosthetic fractures in total hip and knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 1999 Apr;30(2):191-207.
42. Lewallen DG, Berry DJ. Periprosthetic fracture of the femur after total hip arthroplasty: treatment and results to date. *Instr Course Lect*. 1998;47:243-9.
43. Masri BA, Meek RM, Duncan CP. Periprosthetic fractures evaluation and treatment. *Clin Orthop Relat Res*. 2004 Mar;(420):80-95.
44. Sarvilinna R, Huhtala HS, Sovelius RT, Halonen PJ, Nevalainen JK. Factors predisposing to periprosthetic fracture after hip arthroplasty: a case (n = 31)-control study. *Acta Orthop Scand*. 2004 Feb;75(1):16-20.
45. Eschenroeder HC Jr, Krackow KA. Late onset femoral stress fracture associated with extruded cement following hip arthroplasty. A case report. *Clin Orthop Relat Res*. 1988 Nov;(236):210-3.
46. Gill TJ, Sledge JB, Orlor R, Ganz R. Lateral insufficiency fractures of the femur caused by osteopenia and varus angulation: a complication of total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1999 Dec;14(8):982-7.
47. 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 Jun;32(5):395-400.
48. Herzworm PJ, Walsh J, Pettine KA, Ebert FR. Prophylactic cerclage: a method of preventing femur fracture in uncemented total hip arthroplasty. *Orthopedics*. 1992 Feb;15(2):143-6.
49. Duncan CP, Masri BA. Fractures of the femur after hip replacement. *Instr Course Lect*. 1995;44:293-304.

50. Shanbhag AS, Hasselman CT, Rubash HE. The John Charnley Award. Inhibition of wear debris mediated osteolysis in a canine total hip arthroplasty model. *Clin Orthop Relat Res.* 1997 Nov;(344):33-43.
51. Kavanagh BF. Femoral fractures associated with total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 1992 Apr;23(2):249-57.
52. Stuchin SA. Femoral shaft fracture in porous and press-fit total hip arthroplasty. *Orthop Rev.* 1990 Feb;19(2):153-9.
53. Beals RK, Tower SS. Periprosthetic fractures of the femur. An analysis of 93 fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 1996 Jun;(327):238-46.
54. Cooke PH, Newman JH. Fractures of the femur in relation to cemented hip prostheses. *J Bone Joint Surg Br.* 1988 May;70(3):386-9.
55. 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 Jan;15(1):59-62.
56. Fitzgerald RH Jr, Brindley GW, Kavanagh BF. The uncemented total hip arthroplasty. Intraoperative femoral fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 1988 Oct;(235):61-6.
57. Christensen CM, Seger BM, Schultz RB. Management of intraoperative femur fractures associated with revision hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1989 Nov;(248):177-80.
58. Wilson D, Masri BA, Duncan CP. Periprosthetic fractures: an operative algorithm. *Orthopedics.* 2001 Sep;24(9):869-70.
59. Tower SS, Beals RK. Fractures of the femur after hip replacement: the Oregon experience. *Orthop Clin North Am.* 1999 Apr;30(2):235-47.
60. Paprosky WG, Greidanus NV, Antoniou J. Minimum 10-year-results of extensively porous-coated stems in revision hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1999 Dec;(369):230-42.
61. Ko PS, Lam JJ, Tio MK, Lee OB, Ip FK. Distal fixation with Wagner revision stem in treating Vancouver type B2 periprosthetic femur fractures in geriatric patients. *J Arthroplasty.* 2003 Jun;18(4):446-52.
62. Kaab MJ, Stockle U, Schutz M, Stefansky J, Perka C, Haas NP. Stabilisation of periprosthetic fractures with angular stable internal fixation: a report of 13 cases. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2006 Mar;126(2):105-10.

63. Berend KR, Lombardi AV Jr, Mallory TH, Chonko DJ, Dodds KL. Cerclage wires or cables for the management of intraoperative fracture associated with a cementless, tapered femoral prosthesis: results at 2 to 16 years. *J Arthroplasty*. 2004 Oct;19(7 Suppl 2):17-21.
64. Shaw JA, Daubert HB. Compression capability of cerclage fixation systems. A biomechanical study. *Orthopedics*. 1988 Aug;11(8):1169-74.
65. Haddad FS, Marston RA, Muirhead-Allwood SK. The Dall-Miles cable and plate system for periprosthetic femoral fractures. *Injury*. 1997 Sep;28(7):445-7.
66. Tsiridis E, Haddad FS, Gie GA. Dall-Miles plates for periprosthetic femoral fractures. A critical review of 16 cases. *Injury*. 2003 Feb;34(2):107-10.
67. Tadross TS, Nanu AM, Buchanan MJ, Checketts RG. Dall-Miles plating for periprosthetic B1 fractures of the femur. *J Arthroplasty*. 2000 Jan;15(1):47-51.
68. Dennis MG, Simon JA, Kummer FJ, Koval KJ, Di Cesare PE. Fixation of periprosthetic femoral shaft fractures: a biomechanical comparison of two techniques. *J Arthroplasty*. 2000 Jun;15(4):523-8.
69. Gustilo RB, Pasternak HS. Revision total hip arthroplasty with titanium ingrowth prosthesis and bone grafting for failed cemented femoral component loosening. *Clin Orthop Relat Res*. 1988 Oct;(235):111-9.
70. 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 Dec;(285):35-44.
71. Chandler HP, Tigges RG. The role of allografts in the treatment of periprosthetic femoral fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 1997 Sep;79(9):1422-32.
72. Haddad FS, Duncan CP, Berry DJ, Lewallen DG, Gross AE, Chandler HP. Periprosthetic femoral fractures around well-fixed implants: use of cortical onlay allografts with or without a plate. *J Bone Joint Surg Am*. 2002 Jun;84-A(6):945-50.
73. Wang JW, Wang CJ. Periprosthetic fracture of the femur after hip arthroplasty: The clinical outcome using cortical strut allografts. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2000 Jun;8(1):27-31.

74. Dieter GE: Mechanical Metallurgy SI Metric Edition. Mc Graw Hill, 1988.
75. Lewallen DG, Berry DJ. Periprosthetic fracture of the femur after total hip arthroplasty: treatment and results to date. *J Bone Joint Surg Am.* 1997 Dec;79(12):1881-90.
76. 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 Jul;26(7):695-9.
77. 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 Jun;15(4):523-8.
78. 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 Feb;20(2):89-93
79. 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 Jan;20(1):70-6.
80. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech.* 1996 Apr;29(4):525-35.
81. Fujishiro T, Nishikawa T, Niikura T, Takikawa S, Nishiyama T, Mizuno K, Yoshiya S, Kurosaka M. Impaction bone grafting with hydroxyapatite: increased femoral component stability in experiments using Sawbones. *Acta Orthop.* 2005 Aug;76(4):550-4.

Ek-1

kemik-grp	ys1 load	Katılık
Sawbone-1	1173,75	598,8024
Sawbone-2	1238,12	887,574
Sawbone-3	1349,37	527,2408
Sawbone-4	1436,25	568,1818
Sawbone-5	1630,62	621,118
Sawbone-6	1605	705,8824
Sawbone-7	1382,5	642,3983
Sawbone-8	1676,25	489,3964
Protez-1	2016,25	746,2687
Protez-2	2393,75	1016,949
Protez-3	2043,12	821,9178
Protez-4	2402,5	854,7009
Protez-5	2197,5	869,5652
Protez-6	1143,12	646,5517
Protez-7	2010	842,6966
Protez-8	1325,62	977,1987
Kırık-1	1139,37	810,8108
Kırık-2	1045,62	887,574
Kırık-3	958,125	705,8824
Kırık-4	853,75	773,1959
Kırık-5	898,75	714,2857
Kırık-6	1086,25	737,1007
Kırık-7	837,5	733,4963
Kırık-8	674,375	662,2517
Kablo-1	1468,12	828,7293
Kablo-2	1551,25	1013,514
Kablo-3	1380	755,6675
Kablo-4	1186,87	840,3361
Kablo-5	1272,5	795,756
Kablo-6	1371,25	735,2941
Kablo-7	1201,25	783,2898
Kablo-8	991,875	808,6253
Greft-1	1582,5	859,5989
Greft-2	1443,75	949,3671
Greft-3	1402,5	765,3061
Greft-4	1155	840,3361
Greft-5	1223,12	806,4516
Greft-6	1472,5	769,2308
Greft-7	1060	797,8723
Greft-8	914,375	819,6721
Plak-1	1658,75	808,6253
Plak-2	1537,5	946,3722
Plak-3	1627,5	742,5743
Plak-4	1245	806,4516
Plak-5	1337,5	748,1297
Plak-6	1645	675,6757
Plak-7	1080	744,4169
Plak-8	1079,37	769,2308

Tablo 28: Örneklerin yield point ve 300-600 N arasında hesaplanan katılık değerleri