

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİPROSTETİK FEMUR KIRIKLARININ TESPİTİNDE
KULLANILAN YÖNTEMLER İLE YENİ GELİŞTİRİLEN
KEMİK KLİPSİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Reşit Buğra HÜSEMOĞLU
ORCID: 0000-0003-1979-160X

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI

Biyomekanik Doktora Programı

DOKTORA TEZİ

İZMİR

ARALIK 2024

TEZ KODU: DEU.HSI.PhD-2017970127

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİPROSTETİK FEMUR KIRIKLARININ TESPİTİNDE
KULLANILAN YÖNTEMLER İLE YENİ GELİŞTİRİLEN
KEMİK KLİPSİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Reşit Buğra HÜSEMOĞLU
ORCID: 0000-0003-1979-160X

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI

Biyomekanik Doktora Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Aylin ZİYLAN

ORCID: 0000-0003-4137-5696

DOKTORA TEZİ

İZMİR
ARALIK 2024

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE
ETİK BEYANI

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kuralları'na uygun olarak hazırlayıp sunduğum “Periprostetik Femur Kırıklarının Tespitinde Kullanılan Yöntemler İle Yeni Geliştirilen Kemik Klipsinin Karşılaştırılması” başlıklı DOKTORA tezim içinde elde ettiğim verileri, bilgileri, belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tezimde yararlandığım eserlere bilimsel kurallara uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, tezimin özgün olduğunu, tezimin çalışma ve yazımında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

İmza

Reşit Buğra HÜSEMOĞLU

Tarih

İÇİNDEKİLER

TABLolar DİZİNİ	i
ŞEKİLLER DİZİNİ	ii
KISALTMALAR	iii
ÖZET	v
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Periprostetik Femur Kırıkları	3
2.2. Periprostetik Femur Kırıklarının Sınıflandırılması	6
2.2.1. Etiyoloji	6
2.2.2. Epidemiyoloji	6
2.2.3. Patofizyoloji	7
2.2.4. İntraoperatif Vancouver Sınıflandırması	8
2.2.5. Postoperatif Vancouver Sınıflandırması	8
2.2.6. Periprostetik Kırıklarda Tanı ve Tedaviye Genel Bakış	9
2.2.7. Ameliyat Sonrası Periprostetik Kırıklar	9
2.2.8. Vancouver B1 kırıkları	10
2.2.9. Vancouver B2 Kırıkları	10
2.2.10. Vancouver B3 Kırıkları	11
2.2.11. Vancouver C kırıkları	11
2.3. Periprostetik Kırıklarda Fiksasyon Yöntemleri	13
2.3.1. Kırık Fiksasyonunda Sirküler Fiksasyon Teknikleri	13
3. GEREÇ VE YÖNTEM	17
3.1. Araştırmanın Tipi:	17
3.2. Araştırmanın Yeri, Zamanı ve Planı:	17
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi	18

3.4.	Çalışma Materyali	18
3.4.1.	Üç Boyutlu Modelleme	19
3.4.2.	Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi	19
3.4.3.	Prototip Üretimi	21
3.4.4.	Talaşlı İmalat	22
3.4.5.	Anatomik Uygunluk	24
3.4.6.	FSR Sensör ile Kemik Üzerindeki Bası Kuvvetinin İncelenmesi	24
3.4.7.	Kırık Açılımlarına ve Tespit Tipine göre Bası Kuvvetinin Değerlendirilmesi	29
3.4.8.	Subtrokanterik kırık modelinin maksimum yer değiştirmesi ve stresi	30
3.4.9.	Klips stres dağılımı ve yer değiştirmesi	31
3.4.10.	Gerçek Ortam Testleri	31
3.4.11.	Kompresyon Testleri	33
3.5.	Araştırmanın Değişkenleri	35
3.6.	Veri Toplama Araçları	35
3.7.	Verilerin İstatistiksel Analizi	35
3.8.	Araştırmanın Sınırlılıkları	35
3.9.	Etik Kurul Onayı	35
4.	BULGULAR	36
4.1.	Eksenel Yüklenme	36
4.2.	Torsiyonel Yüklenme	37
5.	TARTIŞMA	39
6.	SONUÇ	43
7.	KAYNAKLAR	45
8.	EKLER	51

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1 – Araştırma Takvimi.....	28
Tablo 2 – Araştırmada kullanılan makine-teçhizat araçları ve kullanım amaçları...30	
Tablo 3 – Üst ve Yan Yapının Total Deformasyonu.....	32
Tablo 4 – FSR Yük, Direnç ve Voltaj Değişimi.....	37



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Press fit protez yerleşimi	4
Şekil 2. Periprostetik Kırıklar	5
Şekil 3. Vancouver Sınıflandırması	8
Şekil 4. 3B tasarlanmış katı model	19
Şekil 5. Biyomekanik Sanal Analiz – Yan Yapı Total Deformasyonu	20
Şekil 6. Biyomekanik Sanal Analiz – Yan Yapı Gerilmesi	20
Şekil 7. Biyomekanik Sanal Analiz – Üst Yapı Gerilmesi	21
Şekil 8. Biyomekanik Sanal Analiz – Üst Yapı Total Deformasyonu	21
Şekil 9. Kemik Klipsi Üst ve Yan Düzlem Görünümü	22
Şekil 10. Kemik Klipsi Uygulama Aparatı	22
Şekil 11. Talaşlı imalat CNC Freze	23
Şekil 12 - Kemik Klipsi Üretimi CAM planlaması	23
Şekil 13. Talaşlı imalat ile üretilen implant	24
Şekil 14. Standart Numune Hazırlanması	25
Şekil 15. - FSR Sensör 0.5"	26
Şekil 16. FSR Sensör için Mikroişlemci Yazılım Programlaması ve Kalibrasyonu	28
Şekil 17. Serklaj teli uygulamasında FSR ölçümü	29
Şekil 18. Kemik Klipsi FEA Çalışması	30
Şekil 19. Serklaj Teli FEA Çalışması	30
Şekil 20 -Torsiyon Testleri	34
Şekil 21 - Serklaj Grubu Yük Yer Değiştirme	36
Şekil 22 - Kemik Klipsi Grubu Yük Yer Değiştirme	37
Şekil 23- Aksiyel ve Torsiyonel Sonuçlar	38

KISALTMALAR

DEÜ: Dokuz Eylül Üniversitesi

FE: Finite Element

TKA: Total Kalça Artroplastisi

PPK: Periprostetik Kırılma

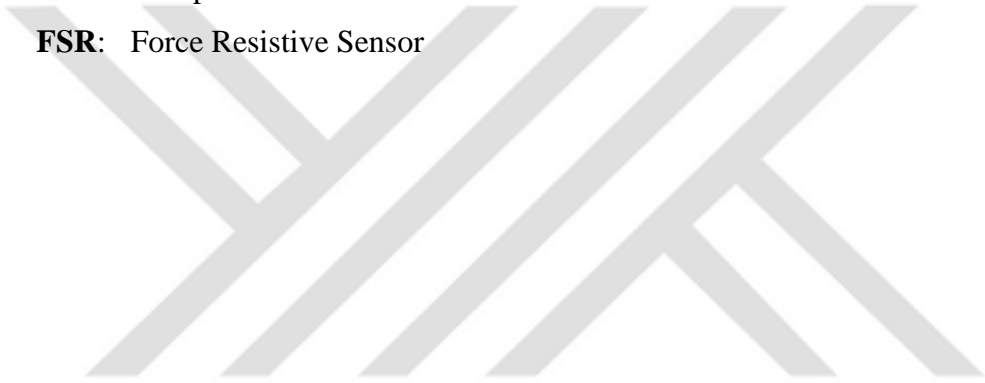
PI: Pelvik İnsidans

N: Newton

kN: Kilo Newton

CNC: Computer Numeric Control

FSR: Force Resistive Sensor



TEŞEKKÜR

-



**PERİPROSTETİK FEMUR KIRIKLARININ TESPİTİNDE KULLANILAN
YÖNTEMLER İLE YENİ GELİŞTİRİLEN KEMİK KLİPSİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Doktora Tezi

Reşit Buğra HÜSEMOĞLU

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Biyomekanik Anabilim Dalı

ÖZET

Total Kalça Artroplastisi (TKA) ile bağlantılı olarak periprostetik femur kırıkları da giderek yaygınlaşmakta ve tedavisinde güçlükler yaşanmaktadır. Periprostetik kırığı olan hastalar tipik olarak yaşa bağlı düşük kemik kalitesi, osteoporoz görülen ya da travmatik hastalardır. Yapılan artroplastilerin sayısındaki artış sonucunda, dünya çapında protez ve bundan kaynaklı çevresindeki kırık insidansında bir artış görülmektedir. Periprostetik femur kırıkları, kalça protezi uygulamalarının ilk dönemlerinde nadir görülen bir komplikasyonken, zamanla bu protezlerin hem primer hem de revizyon amaçlı kullanımının yaygınlaşması, toplumun yaş ortalamasının, fiziksel aktivite seviyesinin ve sağlık düzeyinin artmasıyla birlikte daha sık karşılaşılan bir sorun haline gelmiştir.

Bilindiği üzere uzun kemiklerdeki kırıklarının cerrahi tedavisinde plak, vida ve tel ile osteosentezi yaygın olarak kullanılmaktadır. Çevresel tel ile tespit yöntemi, ortopedi ve travmatolojide kırıkların tespiti için geçmişten bu yana ana veya yardımcı bir yöntem olarak sıkça kullanılmaktadır. Ancak, geçmişte kullanılan tel sistemlerinin yetersizliği, daha güçlü fiksasyon cihazlarına ve kablo - tutucu sistemlerin geliştirilmesine olan ihtiyacı doğurmuştur. Günümüzde kablo fiksasyon sistemi, uzun kemik metafizer ve metafizo-diafizeal bölgelerdeki uzun oblik veya spiral kırıklarda, osteotomilerde, revizyon protez cerrahilerinde, periprostetik kırıklarda ve pek çok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, bu sistemin tespit stabilitesi ve devamlılığı bazı yönlerden hala sorun teşkil edebilmektedir.

Periprostetik femur kırıklarının tespitinde kullanılan yöntemlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak ve kalça protezleri uygulamalarına yardımcı olması amacıyla kemik klipsi sisteminin geliştirilmesi amaçlanmıştır.

Yapay kemik modellerinde oluşturulan protez çevresi kırıklarının tespitinde; kemik dokusunda daha az hasar oluşturan, uygulaması kolay, üretimi ucuz, periprostetik kırıklarının tedavisinde kullanılacak yeni dizayn implantın, serklaj sistemleri ile karşılaştırarak güvenilirliğini araştırmak hedeflenmiştir. Tez çalışması kapsamında Total Kalça Artroplastisi (TKA) sonucu meydana gelen periprostetik femur kırıklarının fiksasyonu için serklaj sistemlerinin ve yeni geliştirilen kemik klipsinin anatomik uygunluğu, üretimi, biyomekanik güçlere karşı etkinliği değerlendirilmiştir.

Hali hazırda ortopedide kullanılan longitudinal fiksasyon yöntemleri yerine sirküler fiksasyon yöntemlerine ışık tutacaktır. Bu çalışmada mekanik olarak serklaj sistemlerden üstün biyolojik olarak daha iyi bir uygulama ve iyileşme sağlayan bir sistem ortaya konmuştur.

Anahtar kelimeler: kemik klipsi, periprostetik kırıklar, sirküler fiksasyon, FSR sensör,

Tezin sayfa sayısı: 62

Danışman: Prof. Dr. Aylin ZİYLAN

COMPARISON OF FIXATION METHODS IN PERIPROSTHETIC FEMUR FRACTURES WITH NOVEL DESIGN BONE CLIPS

Doctoral Thesis

Reşit Buğra HÜSEMOĞLU

DOKUZ EYLUL UNIVERSITY HEALTH SCIENCE INSTITUTE

Department of Biomechanics

ABSTRACT

Periprosthetic femoral fractures associated with total hip arthroplasty (THA) are becoming increasingly common and present challenges in treatment. Patients with periprosthetic fractures typically exhibit age-related poor bone quality, osteoporosis, or traumatic conditions. With the rising number of arthroplasties performed, the global incidence of prostheses and associated fractures has also increased. While periprosthetic femoral fractures were initially rare complications during the early stages of hip prosthesis applications, the growing prevalence of primary and revision hip prostheses, along with increased population age, activity levels, and health standards, has led to a rise in these complications.

As is well known, the surgical treatment of long bone fractures commonly employs plates, screws, and wires for osteosynthesis. Circumferential wire fixation has been frequently used in orthopedics and traumatology as a primary or auxiliary material for fracture fixation. However, the weakness of wire systems used in the past has driven the need for stronger fixation devices, leading to the development of cable retention systems. Today, cable fixation systems are used in various contexts, including long bone metaphyseal and metaphyseal-diaphyseal long oblique or spiral fractures, osteotomies, revision prosthetic surgeries, and periprosthetic fractures. However, they face certain challenges in maintaining stability and continuity of fixation.

To address the disadvantages of methods used for periprosthetic femoral fracture fixation and to assist in hip prosthesis applications, the development of a bone clip system was targeted. The aim was to evaluate the reliability of a newly designed

implant for the treatment of periprosthetic fractures, which causes less damage to bone tissue, is easy to apply, cost-effective to produce, and can be compared to cerclage systems in fixing fractures around prostheses created in artificial bone models.

As part of the thesis study, the anatomical suitability, production process, and efficacy against biomechanical forces of cerclage systems and the newly developed bone clip were assessed for the fixation of periprosthetic femoral fractures resulting from total hip arthroplasty (THA). This research aims to shed light on circular fixation methods as an alternative to the longitudinal fixation techniques currently used in orthopedics. The study presents a system that is mechanically superior to cerclage systems and provides better biological application and healing outcomes.

Keywords: bone clips, periprosthetic fractures, circular fixation, cerclage wire, FSR sensor

Page number: 62

Adviser: Prof. Dr. Aylin Ziylan

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Total kalça artroplastisi ile bağlantılı olarak periprostetik femur kırıkları da giderek yaygınlaşmakta ve tedavisinde güçlükler yaşanmaktadır. Periprostetik kırığı olan hastalar tipik olarak yaşa bağlı düşük kemik kalitesi, osteoporoz görülen ya da travmatik hastalardır. Yapılan artroplastilerin sayısındaki artış sonucunda, dünya çapında protez ve bundan kaynaklı (periprostetik) çevresindeki kırık insidansında bir artış görülmektedir. Günümüzde birçok hastada implant kaynaklı osteoliz gelişmesi sonucu, revizyon ameliyatı, periprostetik kırılma (PPK) şeklinde travma görülmektedir.

Femoral periprostetik kırıklar intraoperatif veya postoperatif olarak ortaya çıkabilmektedir. Protezden doğan bu kırıklar Vancouver sınıflandırması ile femuru anatomik bölgelere ayırır. A tipi kırıklar proksimal metafizde meydana gelir, büyük ve küçük trokanter çevresindeki kırıklar için alt sınıflara ayrılır. Tez kapsamında ilgilenilen B Tipi kırıklar ise, femur protezinin distal ucunda veya hemen altında meydana gelmektedir. Dolayısıyla sirküler fiksasyon harici bir yöntem kullanılması pek mümkün olmamaktadır. C tipi kırıklar gövdenin oldukça distalinde meydana gelir, bu nedenle implant kullanımı sorun olmamaktadır.

Bilindiği üzere uzun kemik kırıklarının cerrahi tedavisinde plak, vida ve tel ile osteosentezi yaygın olarak kullanılmaktadır. Geçmişten bugüne vida ve plak teknolojisi büyük değişiklikler gösterdiği gözlemlenmiştir. Çevresel tel ile tespit yöntemi, ortopedi ve travmatolojide kırıkların tespiti için geçmişten bu yana ana veya yardımcı bir yöntem olarak sıkça kullanılmaktadır. Ancak, geçmişte kullanılan tel sistemlerinin yetersizliği, daha güçlü fiksasyon cihazlarına ve kablo / tutucu sistemlerin geliştirilmesine olan ihtiyacı doğurmuştur. Günümüzde serklaj, uzun kemik metafizer ve metafizodiafizeal bölgelerdeki uzun, oblik veya revizyon protez cerrahilerinde, spiral kırıklarda, osteotomi esnasında, periprostetik kırıklarda ve pek çok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, bu sistemin tespit stabilitesi ve devamlılığı bazı yönlerden hala sorun teşkil edebilmektedir.

Periprostetik femur kırıkları sonrası kalça protezi ile birlikte uygulanan serklaj yöntemlerinde karşılaşılan bu sorunları ortadan kaldırmak amacıyla yeni bir sistem tasarımı gerçekleştirdik.

Bu çalışma ile yeni tasarladığımız kemik klipsi sisteminin periptostetik femur kırıklarında özgün bir tedavi olması planlanmıştır. Günümüzde periprostetik femur kırıklarının tespitinde birçok yöntem uygulanmaktadır ancak en uygun ve özgün bir sistem net olarak belirtilmemiştir.

Periprostetik femur kırıklarının tespitinde kullanılan yöntemlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak ve kalça protezleri uygulamalarına yardımcı olması amacıyla planladığımız kemik klipsi sisteminin tasarımı betimlenmiştir. Periprostetik femur kırıklarında kalça protezi implantı sonrasında kullanılan kablolu fiksasyon yönteminin birçok dezavantajı bulunmaktadır. Bu dezavantajları göz önünde bulundurulduğunda tasarladığımız kemik klipsi sistemi kalça protezi uygulamalarına yardımcı olacak ve uzun kemik kırık fiksasyonunda da kullanılacak bir sistem geliştirilmiştir.

Bu çalışmanın amacı, Total Kalça Artroplastisi (TKA) sonucu meydana gelen periprostetik femur kırıklarının fiksasyonu için serklaj sistemlerinin ve yeni geliştirilen kemik klipsinin biyomekanik yanıtını incelemektir. Yapay kemik modellerinde oluşturulan protez çevresi kırıkların tespitinde, kemik dokusunda daha az hasar oluşturan, uygulaması kolay, üretimi ucuz, periprostetik kırıkların tedavisinde kullanılacak yeni dizayn implantın, serklaj sistemleri ile karşılaştırarak güvenilirliğini araştırmak hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

Periprostetik kırıklar, protezli eklemlerde oluşan kırıklardır. Bu kırıklar, protezli eklemlerin yerleştirildiği kemiklerin çevresinde oluşur. Periprostetik kırıklar genellikle total diz ve total kalça protezlerinde görülür. Bununla birlikte, diğer protezli eklemlerde de periprostetik kırıklar oluşabilir. Periprostetik kırıklar, protezin yerleştirildiği kemiklerin yapısındaki zayıflık, protezin yerleştirilme şekli veya protezin yerleştirilmesi ile ilgili bir sorun nedeniyle oluşabilir. Bu kırıklar, ağrı, şişlik ve hareket kısıtlılığına neden olabilir ve tedavi edilmelidir.

2.1. Periprostetik Femur Kırıkları

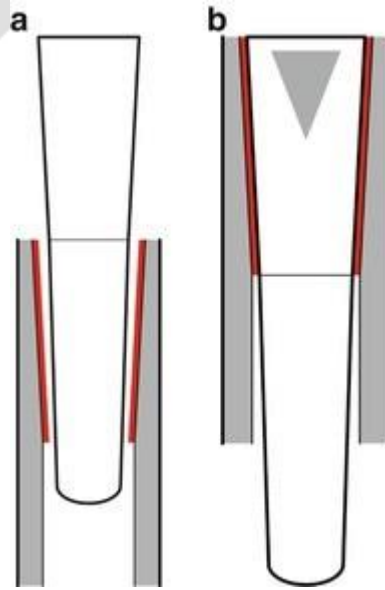
Periprostetik femur kırıkları, kalça protezi uygulamalarının erken dönemlerinde görülen bir komplikasyondur [1,2]. Ancak zamanla, primer protez uygulamaları yanında revizyon kalça protezi uygulamalarının yaygınlaşması, toplumun yaş ortalamasındaki artış [1] ile birlikte fiziksel aktivite seviyesinin ve sağlık düzeyinin yükselmesi [3], bu kırıkların ameliyat sırasında %0.3 ile %21 arasında görülme olasılığına sahip bir komplikasyon haline gelmesine neden olmuştur [4].

Total kalça protezi uygulamalarının bir diğer amacı ise erken dönemde stabil bir tespit sağlamak ve bu sayede hastanın mobilizasyona ve yüklenmeye olanak tanımadır. Periprostetik kırıklar komplikasyon olarak görülse de tedavinin asıl amacı hastanın erken mobilizasyona olanak tanınması için stabil bir tespit sağlamaktır [1]. İntrameduller fiksasyon [2], uzun stem komponentlerle revizyon [3], Ogden plağı [4], Mennen plağı [5], partridge bantları [6], Dall-Miles kablo ve plak sistemi [7], Cable-Ready sistemi [7], alçılı immobilizasyon [8], iskelet traksiyonu [9], strut greftlerle tespit [10] gibi farklı tedavi yöntemleri bulunmaktadır. Literatürde çeşitli tedavi yöntemleri tanımlanmış olsa da en uygun ve özgün tedavi yöntemi konusunda henüz fikir birliği sağlanamamıştır [2-7,9,10].

Total kalça protezi uygulamalarında çimentolu ve çimentosuz uygulamalar mevcuttur. Kemik çimentosu bilindiği üzere, polimetilmetakrilat polimer tuzunun metilmetakrilat monomerik sıvısıyla karışması ve polimerizasyon sonucu oluşur [11]. Çimentolama prensibi, çimentonun spongyoz kemikteki boşluklar arasına girerek mekanik kilitleme yapmasıdır [12,13]. Birinci jenerasyon çimentolamada, çimento elle karıştırılır ve minimal kanal hazırlığı yapılır [14]. Çimento parmakla femoral

kanala doldurulur ve dar ve köşeli kenarlı protezler kullanılır. İkinci jenerasyon çimentolamada, kanal pulsatil lavaj, fırçalama ve kurulama uygulandıktan sonra, retrograd olarak tabanca yardımıyla çimento doldurulur. Distal tıkaç kullanılır. Bu jenerasyonda uygulanacak implantlar, geniş ve yuvarlak kenarlı alaşımlardır [14,15]. Üçüncü jenerasyonda ise, çimento porozitesini azaltmak için vakumlama ve basınçlı uygulama yapılır ve implantlar işlenerek çimento ile daha sıkı bağ kurulması sağlanır. Dördüncü jenerasyonda, proksimal centralizer ile distal centralizer kullanılarak femoral stem etrafında simetrik bir örtünme sağlanır. Kendi arasında farklı görüşler olsa da, genel olarak, çimento kalınlığının en az 2 milimetre olması önerilir . Ancak her zaman mümkün olmayabilir. Bu nedenle, kanal çapının 1/3'ünün çimento ile kaplanmasının yeterli olduğu ve stem ucunun ve medial proksimal kısmın en az 2,5 mm kalınlıkta olması gerektiği bildirilir [14,15].

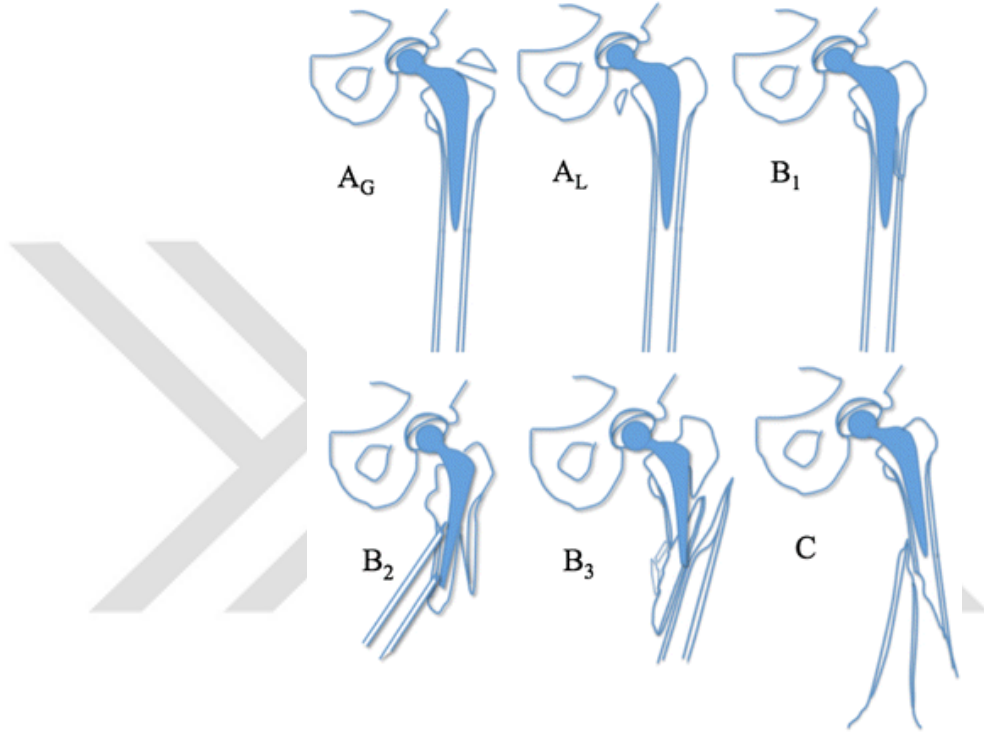
Çimentolama yöntemlerinde protez temas noktalarındaki homojen yük dağılımı olması istenir. Homojen yük dağılımı olmaması durumunda, stres artışı, gevşeme ve periprotetik kırık riski artar. Bu nedenle, stem tamamen çimento içinde olmalıdır [15].



Şekil 1. Press fit protez yerleşimi

Total kalça protezinde bir diğer yöntem ise Press fit yöntemidir. Press fit terimi, yüzeyler arasındaki basınç sonucu oluşan mekanik birleşmeyi tanımlar[14].

Pres fit uygulamasında, implantın çapı hazırlanan alandan 1-2 milimetre daha büyüktür [16]. Stabilite ve dayanımı sağlamak için kemik genişleyerek implant etrafında stres oluşması prensibi temel alınır [12,15,16] (Şekil 1) . Bu nedenle protez uygulama sırasında oluşan stres proksimal femur çevresindeki stresi aşarsa, periprotetik kırık (Şekil 2) oluşabilir [17].



Şekil 2. Periprotetik Kırıklar

Total kalça artroplastisi (TKA) ile ilişkili periprotetik femur kırığı ilk kez 1954'te bildirilmiştir[18]. O zamandan beri, TKA endikasyonları genişledikçe ve popülasyonun beklenen yaşam süresi uzadıkça insidans istikrarlı bir şekilde artmıştır[19,20]. Mevcut genel periprotetik femur kırığı insidansı yaklaşık %4,1'dir ve çimentosuz ve revizyon TKA için daha yüksek oranlar vardır[19]. Geç periprotetik kırıklar revizyon vakalarının yaklaşık %6'sını oluşturur [21] ve revizyon cerrahisi için aseptik gevşeme ve enfeksiyondan sonra üçüncü en yaygın nedendir[22]. Bu tür kırıkların tedavisi zordur. Tarihsel olarak, traksiyon gibi ameliyatsız tedaviler kötü sonuçlar vermiştir[23]. Operatif yönetimin erken mobilizasyon ve daha az hastanede kalış süresi avantajları vardır. Ayrıca yanlış kaynama ve kaynamama gibi sistemik ve lokal komplikasyonlarda azalma sağlar. Mevcut en iyi kanıtlara dayanarak, TKA

etrafındaki periprostetik femur kırıklarının günümüzdeki sınıflandırılmasına, nedenlerine ve yönetimine de dikkat çekmek gerekir.

2.2. Periprostetik Femur Kırıklarının Sınıflandırılması

2.2.1. Etiyoloji

Periprostetik kırıklar aşağıdaki durumlarda artan prevalansa sahiptir:

- Kadın cinsiyeti (hormonal dengesizlik)
- Osteoporoz ve osteopeni
- Nöromusküler hastalık (örneğin, Parkinson, epilepsi, ataksi)
- Bilişsel bozukluk (örn. bunama)
- İlaçla ilişkili (kronik steroid kullanımı)
- Enflamatuar artritler (örneğin, romatoid artrit, osteoartrit, vb.)
- enfeksiyon
- Birincil total kalça artroplastisi (örn., agresif broslama, stres kalkanı)
- İmplanta özel (sınırlama düzeyi, polietilen aşınması) [24,25]

2.2.2. Epidemiyoloji

Periprostetik proksimal femur kırıklarının genel insidansı %0,1 ile %18 arasında değişmektedir. Revizyon artroplastisi, cerrahi teknik veya implant tipi kırık insidansını artırabilir. Kanton ve ark. revizyon total kalça artroplastisinin sıklıkla kapsamlı yumuşak doku ve kemik diseksiyonu gerektirdiğini ve periprostetik kırık insidansını %4 ila 11'e çıkardığını bulmuştur[26]. Kurtz ve ark. primer total kalça artroplastisi (THA) için yetersiz kemik stoğu, aşırı raybalanmış femoral kemik hazırlığı ve bileşen ile hasta anatomisi arasındaki uyumsuzluğun intraoperatif %1.7'lik bir kırık riskinden sorumlu olduğunu bulmuşlardır. Proksimal femurda osteoliz, sürekli kemik kaybı ve stres kalkanı, primer TKA'dan sonra periprostetik proksimal femur kırığı insidansını 20 yılda %3,5'e yükseltir [24].

2.2.3. Patofizyoloji

Capone ve ark. intraoperatif periprostetik femur kırıklarının primer total kalça artroplastilerinin %1.7'sini ve revizyon total kalça artroplastilerinin %12'sini oluşturduğunu bulmuşlardır[27]. Ameliyat tekniği ve cerrahi deneyim, intraoperatif kırık riski üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Abdel ve ark. Primer TKA için çimentosuz bir femoral stem kullanıldığında, intraoperatif kırık oranında on dört kat artış bulundu [28]. Ayrıca periprostetik proksimal femur kırığı riskinin spesifik implant tasarımlarıyla ilişkili olduğunu bulmuşlardır. Monoblok kap, eliptik kap ve aşırı konik açılara sahip metafizeal uyumlu femoral sap kırık riskini artırır[28].

Postoperatif ortamda minör travma, periprostetik kırık sunumlarının çoğunu oluşturur. Risk altındaki hastalar arasında osteoporoz, metabolik hastalık, ilaca bağlı kemik kaybı ve madde kötüye kullanımı olanlar yer alır. Proksimal femurun stres kalkanı, bir implanta bitişik kemiği zayıflatır ve kırılmaya yatkın bir stres artışı yaratır. Total kalça implantlarının çoğu, kobalt ve krom gibi birkaç metalin birleşiminden oluşur. Cuppone ve ark. kortikal kemiğin ve karışık metal artroplasti bileşeninin elastik modülünü değerlendirdi. Çalışmaları, çevredeki kortikal kemikten elastik modül farkının femoral bileşeninkinden %7.7 olduğunu buldu [29].

Sınıflandırma sistemleri ortopedide önemli bir rol oynar ve vücuttaki kırıkların çoğu, tedaviyi dikte etmek için tasarlanmış bir sınıflandırma sistemine sahiptir[30]. Vancouver sınıflandırması, terapötik planlara rehberlik eden güvenilir ve doğru bir araçtır. Naqvi ve ark. postoperatif periprostetik femur kırığı olan hastaların kırk beş radyografisini gözden geçirdi ve B1, B2 ve B3 kırıklarını sınıflandırırken gözlemciler arasında %81' lik bir uyum buldu [31]. Vancouver sınıflandırması başlangıçta intraoperatif ve postoperatif sistemlere ayrıldı. İntraoperatif sınıflandırma sistemi, kırığın yerini, şeklini ve stabilitesini dikkate alır. Konumlar A, B ve C olarak bölünmüştür ve sırasıyla proksimal metafiz, diyafiz ve distal gövdeye karşılık gelir. Bu kırıklar ayrıca kırık morfolojisine ayrılır ve kortikal perforasyon, yer değiştirmemiş kırık ve yer değiştirmiş/stabil olmayan kırıkları içerir. Duncan ve ark. postoperatif Vancouver sınıflandırması, protezin stabilitesine ve çevreleyen kemiğin kalitesine odaklanır [30].

2.2.4. İntrooperatif Vancouver Sınıflandırması

A. Yakınsal

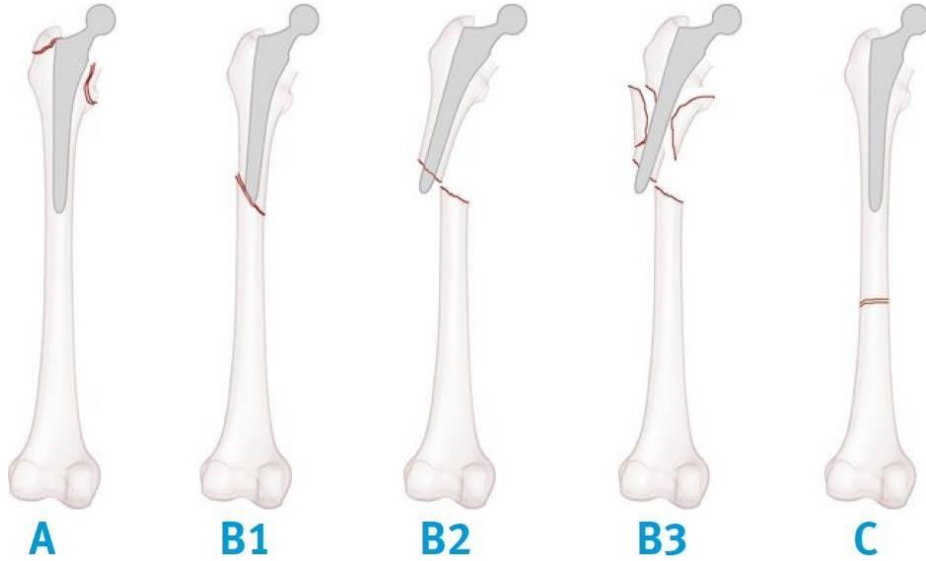
- A1. Proksimal metafiz, kortikal perforasyon
- A2. Proksimal metafiz, yer değiştirmemiş kırık
- A3. Proksimal metafiz, yer değiştirmiş, stabil olmayan kırık

B. Diyafiz

- B1. Diyafiz, kortikal perforasyon
- B2. Diyafiz, yer değiştirmemiş kırık
- B3. Diyafiz, yer değiştirmiş dengesiz kırık

C. Gövdeye uzak

- C1. Gövde ucuna distal, kortikal perforasyon
- C2. Gövde ucunun distalinde, yer değiştirmemiş kırık
- C3. Gövde ucunun distalinde, yer değiştirmiş stabil olmayan kırık (Resim x)



şekil 3. Vancouver Sınıflandırması

2.2.5. Postoperatif Vancouver Sınıflandırması

A. Trokanterik bölgede kırık

- AG. Büyük trokanter kırığı
- AL. küçük trokanter kırığı

B. Sap çevresinde kırık

- B1. Gövde çevresinde veya hemen altında kırık, iyi sabitlenmiş gövde
- B2. Stemin etrafında veya hemen altında kırık, gevşek bir stem, iyi proksimal kemik stoku ile

B3. Stemin etrafında veya hemen altında kırık ve proksimal kemik stoğu zayıf

- C. Protez ucunun distalinde kırık (Resim x)

2.2.6. Periprotetik Kırıklarda Tanı ve Tedaviye Genel Bakış

Acil Tedavi Seçenekleri

Yumuşak doku kaybı veya nörovasküler yaralanma riski: acil stabilizasyon

- Traksiyon veya eksternal fiksator uygulaması

Yumuşak doku veya nörovasküler kaygı içermeyen stabil kırık olgularında:

- İmmobilizasyon, ağırlık taşıma kısıtlamaları, iskelet immobilizasyonu (atel uygulaması, diz immobilizer).

2.2.7. Ameliyat Sonrası Periprotetik Kırıklar

Ameliyatsız Tedaviler

Nadir endikasyonlarda (tıbben uygun olmayan cerrahi adaylar) uygulanır. Limitasyonu kallus dokusu oluşana kadar ilgili ekstremiteye ağırlık verilememesi Genellikle hasta ve yakınının eğitimi çok önemlidir. Komplikasyon riskleri kaynamama, yanlış kaynama, cilt uzlaşması olabilir.

Vancouver A kırıkları (operatif fiksasyon):

Endikasyon olarak Marsland ve ark. Büyük trokanterin 2 cm'den daha fazla yer değiştirmesinin, yapıyı önemli ölçüde tehlikeye attığını ve operatif fiksasyon için bir tanı olması gerektiğini savunmaktadırlar [32] . Ricci ve ark. yer değiştirmiş büyük trokanter kırıkları için ek tespit için trokanterik kancalı plakların kullanımını

tanımlamıştır [33]. Ameliyat sonrası, Ricci ve ark. 3 aya kadar veya kırık kallus dokusu oluşana kadar abduksiyon atelli veya korsersiz kısmi ağırlık vermyi tavsiye eder [32].

Vancouver B kırıkları (operasyonel tespitler):

Kırık lokasyon, femoral gövdenin ucunda veya hemen distalinde meydana gelir. Vancouver B tipi kırıklar 3 alt grupta incelenmektedir.

2.2.8. Vancouver B1 kırıkları

İyi sabitlenmiş bir protez çevresinde meydana gelir. Femoral implantı çevreleyen yeterli kemik stoğu bulunur.

Tedavi Yöntemleri

- Açık redüksiyon ve bir plak ile fiksasyon, standart fiksasyon yöntemidir.
- Ricci ve ark. kilitli plak proksimal ve distalinde kullanılan vida sayısını kırığın konumuna bağlı olarak tanımlamıştır. Genel olarak proksimalde dört korteks ve distalde sekiz korteks yeterli fiksasyonu sağladığını savunur [33].
- Serklaj teli ve allogreft veya otogreft ile, proksimal veya distal konumda, mevcut intramedüller veya yeterli kemik stoğunda gösterebilir [34].
- Stemli total diz bileşeni proksimal femoral bileşene yakınsa, plağın femur protezi üzerine bindirilmesi bileşenler arasındaki stresi azaltır [33] .

2.2.9. Vancouver B2 Kırıkları

Kararsız femoral bileşenden dolayı ouşur. Yeterli proksimal kemik stoğu bulunur.

Tedavi Yöntemleri

- Vancouver B2 kırıkları için önerilen tedavi, diyafizeal uyumlu stemi atlayarak kırığın olduğu revizyon TKA ve kırığın dahili fiksasyonu ile açık redüksiyondur.
- Lewallen ve ark. Reaming veya revizyon stemi için broşlama sırasında kırığın yayılmasını önlemek için kırığın distalinde serklaj teli tespitinin kullanımını tanımlayın. Kırık redüksiyonunu sürdürmek için kırık bölgesinin proksimal ve distalinde ek fiksasyon kullanılır. Stemin uzunluğu, yeterli distal fiksasyonu sağlamak için kırığı 2 ila 3 kortikal çap atlmalıdır [20].

Ameliyat sonrası, Mulay ve ark. hastalara ekstremitede altı hafta boyunca ayak parmaklarına basarak ağırlık taşıma ile sınırlandırılmasını ve üç ay boyunca tam ağırlık taşımaya ilerlemeyi tavsiye etmektedir [35].

2.2.10. Vancouver B3 Kırıkları

Stabil olmayan femoral bileşenden dolayı oluşur. Yeterli proksimal kemik stoğu bulunur.

Tedavi Yöntemleri

- Diyafiz uyumlu protez, tümör (mega) protezler ve allogreft protez ile revizyon TKA
- Serklaj teli konstrüksiyonu olan veya olmayan plak fiksasyonu ile kırığın proksimal fiksasyonu uygulanır [32].
- Rayan ve ark. tamamen kaplanmış çimentosuz femoral stemlerin %86 ila %100 kaynama oranıyla mükemmel bir klinik sonuca sahip olduğunu bulmuşlardır [36].

2.2.11. Vancouver C kırıkları

Femoral protezin distalinde meydana gelir. Stabil femoral bileşen mevcuttur. Teterli proksimal kemik stoğu bulunur.

Tedavi Yöntemleri

- Serklaj teli fiksasyonu olan veya olmayan kilitli, kilitsiz veya kompresyon plak teknolojisi kullanan dahili fiksasyonlu açık redüksiyon.
- O'Toole ve ark. plaka uzunluğunun önemini vurgulamıştır. Plaka uzunluğunun femoral protezin distal yönüyle örtülecek kadar uzun olmasını ve distalde dört ila altı kortekse uygun olmasını tavsiye ettiler. Femoral gövde seviyesindeki tek kortikal vidalar ek destek sağlar ve gerekirse serklaj teli ile fiksasyon ile birleştirilebilir [37].

Vancouver A1 ve A2 kırıkları, sırasıyla proksimal metafizde bir kortikal perforasyon ve yer değiştirmemiş bir kırığı içerir. Vancouver A1 kırıkları, asetabulum veya femur başından otogreft kemik greftine ve kalça artroplastisinin devamına uygundur. Vancouver A2 kırıkları, kırığın ilerlemesini önlemek için bir serklaj teli ile sabitlenir ve ardından standart bir şekilde femoral bileşen eklenir. Yer değiştirmiş A3 kırıkları, tamamen gözenekli kaplı bir stem yerleştirilmeden önce bir plak veya serklaj teli ile geçici tespit gerektirebilir. Vancouver B1 ila B3 kırıkları diyafizi içerir. Lewallen ve ark. serklaj teli ile geçici fiksasyonun kırığı stabilize etmek için yeterli olduğunu ve en az 2 ila 3 korteks ile kırığın distaline gözenekli bir stemin yerleştirilebilmesine imkan verdiğini göstermişlerdir [20]. B3 kırıkları için greftler gerekli olabilmektedir. Vancouver C kırıklarının tümü femoral bileşenin distalindedir. Bu kırıklar, Vancouver B kırıklarına benzer ve plak ve serklaj kabloları ve uzun, femur steminin yerleştirilmesi kombinasyonu kullanılarak dahili tespit ile açık redüksiyon ile gerçekleştirilmektedir.

Komplikasyonlar

Periprotetik proksimal femur kırığı zorlu bir durumdur ve komplikasyon oranları yüksektir. Lindahl ve ark. %18 genel komplikasyon oranı bildirmiş ve hastaların %23'ü yeniden ameliyat gerektirdiğini belirtmiştir. Hastaların %24'ünün kaynamamaya sonuçlandığını ve %24'ünün kırılma yaşadığını bulmuşlardır. Ayrıca geç kaynama, donanım arızası, kalça çıkığı, nörovasküler yaralanma, yara komplikasyonları ve enfeksiyonun da bu hasta popülasyonunu etkilediğini bulmuşlardır [21]. Henderson ve ark. %9'a kadar plaklama ile yerinde fiksasyon için

enfeksiyon oranını aktardı [38]. Plak teknolojisi ile yerinde fiksasyon, kemik ve yumuşak dokuda daha önemli bir operatif diseksiyon ve travma içerir. Klein ve ark. taviz veren abductor kompleksi nedeniyle revizyon TKA'dan sonra %21'lik bir çıkık oranı bildirmiştir [39].

2.3. Periprotetik Kırıklarda Fiksasyon Yöntemleri

Periprotetik kırıklarda fiksasyon yöntemleri arasında şunlar sayılabilir:

- Plak ve vidalar: Bu yöntemde, kırık bölgesine metal plaklar ve vidalar uygulanır. Bu yöntem güvenilir ve sıklıkla kullanılır.
- Çivi ve plaklar: Bu yöntemde, kırık bölgesine çiviler ve plaklar uygulanır. Bu yöntem de güvenilir ve sıklıkla kullanılır.
- Locking plate: Bu yöntemde, kırık bölgesine kilitli plaklar uygulanır. Bu yöntem daha yeni bir yöntemdir ve daha az invaziftir.
- External fixator: Bu yöntemde, kırık bölgesine dışarıdan bir fixatör uygulanır. Bu yöntem daha az invaziftir ve kırık bölgesinin iyileşmesi için daha fazla hareket imkanı sağlar.
- İntramedullary nail: Bu yöntemde kırık bölgesine bir çivi uygulanır ve intramedullary yolu ile kırık bölgesine girilir. Bu yöntem daha invaziftir ama daha stabil bir fiksasyon sağlar.

2.3.1. Kırık Fiksasyonunda Sirküler Fiksasyon Teknikleri

Sirküler fiksasyon teknikleri, periprotetik kırıkların tedavisinde kullanılan bir yöntemdir. Bu teknikler, kırık bölgesinde bir sirküler fixatör uygulanmasını içerir. Bu fixatör, kırık bölgesindeki kemikleri bir araya getirir ve sabitler. Bu sayede, kırık bölgesi iyileşir ve protezli eklem stabil hale gelir.

Sirküler fiksasyon teknikleri arasında şunlar sayılabilir:

- Ilizarov fixatör: Bu fixatör, dışarıdan uygulanır ve kırık bölgesindeki kemikleri bir araya getirir ve sabitler. Bu fixatör, kırık bölgesinin iyileşmesi için daha fazla hareket imkanı sağlar.

- Hybrid fixatör: Bu fixatör, iç ve dış fixatörlerin kombinasyonudur. Bu fixatör, kırık bölgesindeki kemikleri sabitlet ve aynı zamanda kırık bölgesinin iyileşmesi için hareket imkanı sağlar.
- Percutaneous fixatör: Bu fixatör, iç yolu ile uygulanır ve kırık bölgesindeki kemikleri bir araya getirir ve sabitlet. Bu fixatör, invaziv olmasına rağmen daha stabil bir fiksasyon sağlar.

Bu fiksasyon yöntemlerinden hangi yöntemin uygulanacağına dair karar doktor tavsiyesi ile gerçekleşir. Ayrıca kırığın bölgesi, şiddeti, yerleşimi ve hastanın genel sağlık durumu gibi faktörler de yöntem seçiminde etkili olabilir.

Serklaj telleri, radyal olarak yer değiştirmiş kemik fragmanlarını özellikle kemiği bir implantın etrafına sabitlemek için idealdir, ancak aksel ve torsiyonel yüke karşı hassastırlar. Bu kuvvetlerin nötralize edilmesi gerekiyorsa vidalar eklenmelidir. Vida tespitinin stabilitesi, implantın etrafındaki vida konfigürasyonu ile artırılabilir. Kötü kemik stoğu, kalitesi, sıklıkla metafiz bölgelerinde bulunması vida tespitini sınırlar. Vida alımını artırmak için bu alanda kemik çimentosu takviyesi de bir seçenektir.

Bunun yanında büyük eklemlerin artroplastileri, en yaygın ve başarılı ortopedik prosedürlerden biridir. Bu ameliyatlara dünya çapında artan talep, ilgili tüm literatürde görülmektedir. Yaşam kalitesinin iyileştirilmesi, yaşam süremiz boyunca yüksek aktivite seviyelerini koruma isteği gibi bir dizi faktörler ve ayrıca cerrahi replasmanda endikasyonlarının azaltılmasına bağlanabilir. Total kalça artroplastisi (THA), kalçada ağırlı artriti olan bireyler için tekrarlanabilir bir alternatif sunar. Tıptaki gelişmeler, artroplastide hasta sonuçlarını iyileştirmiş ve hastanede kalış süresini azaltmıştır. İyileştirilmiş hasta seçimi ve implantların yaygın olarak bulunabilmesi, birincil total kalça artroplastisinin geniş bir yaş aralığındaki hastalarda gerçekleştirilmesine ve genellikle ayakta tedavi olarak tamamlanmasına olanak sağlamıştır. Primer total kalça artroplastisi isteğinin 2030'da 329.000 ameliyattan 572.000 ameliyata çıkacağı ve 2005'e göre %174'lük bir artış olacağı tahmin edilmektedir[2]. Total kalça artroplastisindeki artan protez kullanımı periprostetik kırıklarda eşzamanlı bir artışa yol açmıştır. [4] Bir periprostetik kırığın operatif

fiksasyonu, önemli miktarda ilgili prosedüre sahip ve operatif planlamanın karmaşıklıklarını anlayan cerrahlar için en uygun olan zahmetli bir cerrahidir.

İntraoperatif periprostetik femur kırığı, total kalça artroplastisinin (THA) ve çeşitli serklajların bilinen bir komplikasyonudur. Bu kırıkların fiksasyonu için sistemler mevcuttur.

İyi sabitlenmiş stemlerin etrafındaki protezin ucundaki kırıklar, Vancouver tipi B1 kırıkları olarak sınıflandırılır [1]. İnsidansları, tüm periprostetik kırıkların %29'una ulaştığı bildirilmektedir [2] ve osteosentez tercih edilen tedavidir [3]. Konvansiyonel osteosentez teknikleri ve özellikle intramedüller yöntemler protez sapı nedeniyle başarısız olmaktadır. Allogreft payandaların serklajlarla kombinasyon halinde kullanılması, geniş bir yumuşak doku maruziyeti [4] ve son zamanlarda %24 [5] olarak belirlenen genel bir komplikasyon oranı ile ilişkilidir. %75'e varan başarısızlık oranlarıyla ifade edilen bu uygulama için plakalardaki kelepçe yeterince kararlı değildir [6]. Kitleme vidaları, vidanın tüm uzunluğu boyunca kuvvet iletimi ile dahili fiksator prensibini takip ederek özellikle osteoporotik kemik fiksasyonu için uygundur. Bununla birlikte, sabitleme kapasitelerini sınırlayan standart kilitli kompresyon plakaları kullanıldığında, protez gövdesi seviyesinde kitleme vidaları yalnızca monokortikal olarak ayarlanabilir.

Tespit stabilitesinin ve devamlılığının sağlanamaması, büyük cerrahi operasyonlar sonrasında komplikasyon sıklığını artıran önemli bir faktördür. Günümüzde birçok kablo fiksasyon sistemi kullanılmakla birlikte, bu sistemlerin hemen hemen hepsi benzer özelliklere sahiptir. Ancak mevcut sistemlerden hiçbiri, yumuşak doku desteği veya kemiğin anatomik çıkıntısına bağımlı olmaksızın farklı açılarda tespit sağlamada yeterli değildir. Kırık tespiti sırasında bu tür yardımcı unsurların her zaman bulunamaması, farklı açılarda uygulanabilen ve daha stabil bir kablo fiksasyon sistemi ihtiyacını gündeme getirmiştir.

Periprostetik femur kırıkları; kalça protezi uygulamalarının erken dönemlerinde nadir görülen bir komplikasyon iken [1,2], primer ve revizyon kalça protezi uygulamalarının artışı, toplumun yaşlanması [1], fiziksel aktivite düzeyinin ve

genel sağlık durumunun iyileşmesi [3] nedeniyle ameliyat sırasında %0.3 ile %21 arasında görölme sıklığına sahip bir komplikasyon haline gelmiştir [4].

Her ne kadar periprotetik kırıklar bir komplikasyon olarak ortaya çıksa da, tedavide erken mobilizasyona olanak sağlayacak stabil bir tespit sağlamak temel hedeflerden biridir [5]. Literatürde bu amaçla çeşitli yöntemler tarif edilmiş olsa da, en uygun ve özgün tedavi yöntemi konusunda henüz bir ortak görüş bulunmamaktadır [5,6]. Ameliyat esnasında oluşan proksimal femurun longitudinal kırıkları için tedavi planlamasının doğru yapılabilmesi amacıyla farklı sınıflama yöntemleri geliştirilmiştir [7-9].

Bu tip kırıkların tedavisinde serklaj telleri, kablolar, kortikal greftler ile internal fiksasyon [7,8] veya uzun stem revizyon protezlerinin [9] kullanılabileceği bildirilmiştir. Ancak standart kablo fiksasyon sistemleri, femur proksimal anatomisinin konik yapısı nedeniyle tel kaymasını yeterince engelleyememekte ve tespit stabilitesi ile devamlılığının sağlanmasıda önemli sorunlara yol açmaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi:

Çalışmada periprostetik kırıklarda kullanılan femur kemiği fiksasyon yöntemleri ile kemik klipsi sisteminin biyomekanik özelliklerinin etkileri analiz edileceğinden, deneysel bir araştırma türüdür.

3.2. Araştırmanın Yeri, Zamanı ve Planı:

Çalışma, Dokuz Eylül Üniversitesi Biyomekanik Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı'nda ve Makine Mühendisliği, Mekanik Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Nisan 2021 ile Aralık 2024 tarihleri arasında yapılan çalışmalarla ilgili izlenen takvim Tablo 1.'de verilmektedir.

Çalışma boyunca izlenen takvim çalışma öncesi planlanan takvimden farklı olarak gelişmiştir. Bunun en önemli sebebi, üretimde yaşanan zorluklar ve tasarımında yapılan mecburi değişiklikler olarak gösterilebilir. Söz konusu zorluklar ve mecburi değişiklikler "Araştırmanın Kısıtlılıkları" bölümünde detaylıca ele alınmıştır.

Tablo 1. Araştırma Takvimi

İş Paketi No	İş Paketinin Adı	Zaman Aralığı
1	Literatür ve Patent Tarama	Nisan 2021 - ...
2	Prototip Oluşturma	Eylül 2020 – Haziran 2021
3	Anatomik Uygunluk ve Metal Prototip oluşturma	Ekim 2021 – Aralık 2021
4	Pilot testler ve Biyomekanik İncelemeler	Eylül 2022 – Aralık 2022
5	Nihai Tasarımın Oluşturulması Verilerin analizi	Ocak 2022 – Aralık 2022

6	Verilerin Analizi	Ocak 2023 – Haziran 2023
7	Makale ve Tez Yazımı	Haziran 2023 – Ocak 2024

3.3.Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Araştırma evreni periprostetik kırığı olan ve protez implante edilmiş kemiklerdir. Çalışma grupları ise aşağıda belirtildiği gibidir.

- Grup 1: Sawbone’da femur boynundan osteotomi yapıp protez yerleştirilen ve serklaj teli ile periprostetik femur kırığı tespit edilmiş grup.
- Grup 2: Sawbone da femur boynundan osteotomi yapıp protez yerleştirilen ve kemik klipsi sistemi ile periprostetik femur kırığı tespit edilmiş grup.

3.4. Çalışma Materyali

Tez çalışması için bir in vitro yapay kemik modeli seçilmiştir. İnsan kadavraları çoğunlukla değişken kemik yoğunluğuna ve anatomiye sahip olduğundan biyomekanik test sonuçlarında yanlılığa neden olabilmektedir. Bu yüzden 14 adet 4. jenerasyon kompozit femur (Sawbones, Vashon Island, WA, ABD) kullanılmıştır. Bu yapay kemiklerin insan kemiğinin biyomekanik özelliklerini taklit ettiği ve özellikle biyomekanik testler için geliştirildiği literatürce de bilinmektedir.

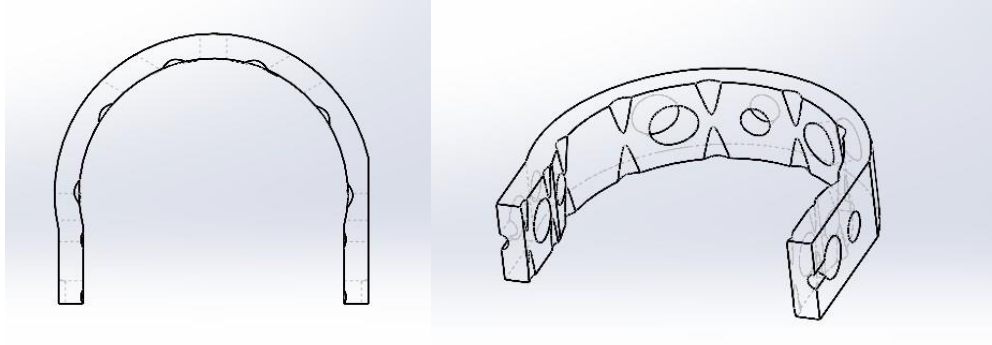
Araştırmada serklaj teli işlevi yerine geçebilecek bir sistem tasviri ve üretimi yapılmıştır. Bu kapsamda yapılan tüm tasarım ve analiz çalışmaları Asus K55V Windows 10 işletim sistemli bir bilgisayar kullanılmıştır. İmplantın katı model tasarımında Solidworks 2022 (Dassault Systemes Simulia Corp.,Providence, RI, USA) sahip tasarım programı kullanılmıştır. Çalışmada faydalanılan diğer mekine ve techizatlar Tablo 2 de belirtilmiştir.

Tablo 2. Araştırmada kullanılan makine-teçhizat araçları ve kullanım amaçları

Makine-Teçhizat no	Makine-Teçhizat Adı	Marka-Model	Kullanım Amacı
1	3B Yazıcı	Ultimaker 3 Extended	Prototip Üretimi
2	Hassas Kumpas	INSIZE 1102-200	Kemik Üzerinden Ölçümlerin Alınması ve Ölçüm Validasyonu
3	CNC Fanuc Freze	VC500	Metal Kemik Klipsi Üretimi
4	FSR Sensör	Interlink	Kemik Yüzeyine Baskı Ölçümü
5	Bilgisayar	Asus K55V	Tasarım, Modelleme ve Sanal Mekanik Analizler

3.4.1. Üç Boyutlu Modelleme

Tez çalışması boyunca yapılan tüm CAD Modelleri Solidworks 2022 ile tasarlanmıştır. İmplant ölçüleri ve tasarım çalışmaları resim olarak Şekil x - Şekil x de gösterilmiştir.



Şekil 4. 3B tasarlanmış katı model

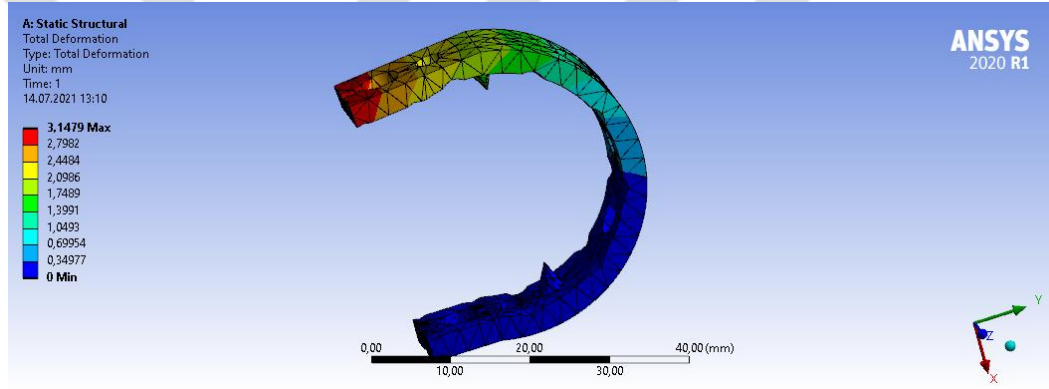
3.4.2. Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi

Çalışma sayısal bir analizi temsil edip bilgisayar ortamındaki geometrik tasarımına ve üç boyutlu (3B) sonlu elemanlar yöntemine dayanmaktadır. Modelleme aşamasından sonra, işlenmek üzere yeni geliştirilen kemik klipsinin sanal analizleri için ANSYS Workbench 2020 (Ansys, Canonsburg, Pennsylvania, USA) programına aktarılmıştır. Total deformasyon ve stress değerleri belirlenmiştir. Klipsin alt yüzeyi

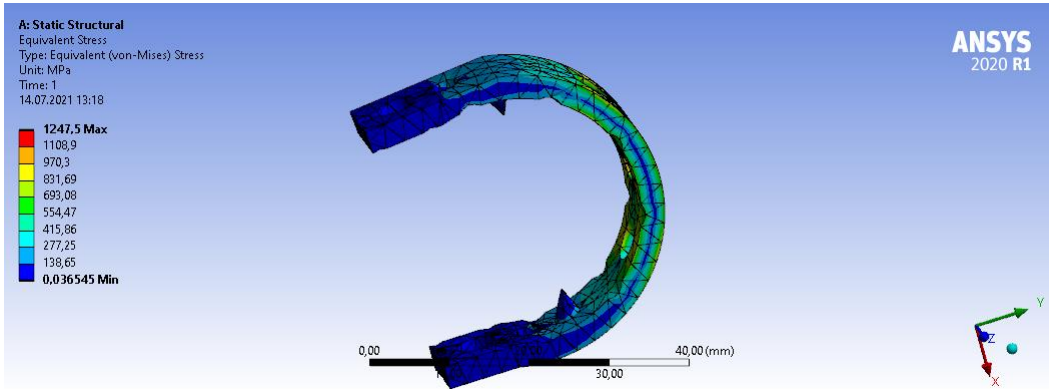
sabitlenip üst yüzeyinden –Y ekseninde 400 N luk yük uygulanıp salt olarak implanttaki dayanımı incelenmiştir.

İmplant için mekanik özellikler, yapı çeliği özellikleri kullanılmıştır. Model yapısı lineer elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edildi. Ağ ayrıklaştırması, tetrahedral 10 düğümlü elemanlarla tanımlandı. Model kararlılığı, eleman kalitesi analizi kullanılarak gerçekleştirildi ve ağ, yazılımdan belirli araçlar kullanılarak ilgili bölgelerde iyileştirildi.

Uygulanan yüke karşılık alınan toplam deformasyon değeri şekil 2 de gösterildiği üzere max 3,14 mm iken toplam stress değeri ve dağılımı da şekil 3 teki gibi 1247,5 MPa olarak bulunmuştur.

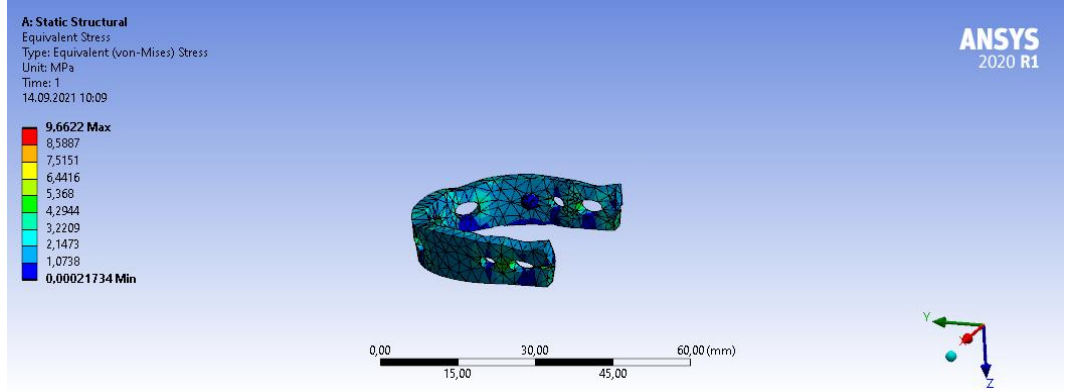


Şekil 5. Biyomekanik Sanal Analiz – Yan Yapı Total Deformasyonu

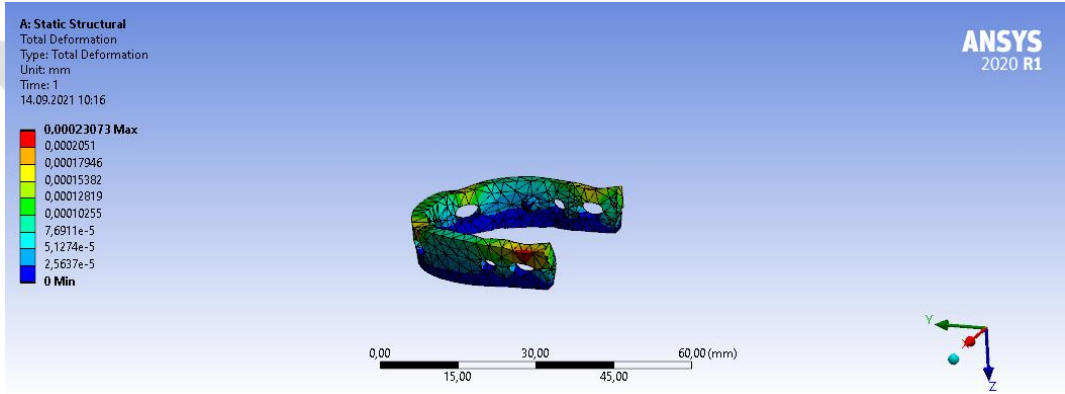


Şekil 6. Biyomekanik Sanal Analiz – Yan Yapı Gerilmesi

Yapılan bir diğer test ise kemik klipsinin üst yüzeyinden alt yüzeyine 400N luk bir kuvvet uygulanmasıdır. Bu testte maksimum gerilme 9,62 MPa iken toplam deformasyon ise 0,002 mm olduğu görülmüştür.



Şekil 7. Biyomekanik Sanal Analiz – Üst Yapı Gerilmesi



Şekil 8. Biyomekanik Sanal Analiz – Üst Yapı Total Deformasyonu

Tablo 3. – Üst ve Yan Yapının Total Deformasyonu

	<i>Time [s]</i>	<i>Minimum [mm]</i>	<i>Maximum [mm]</i>	<i>Average [mm]</i>
<i>Üst</i>	1	0	3,1479	0,92858
<i>Yan</i>	1	0	2,3073e-004	5,8186e-005

3.4.3. Prototip Üretimi

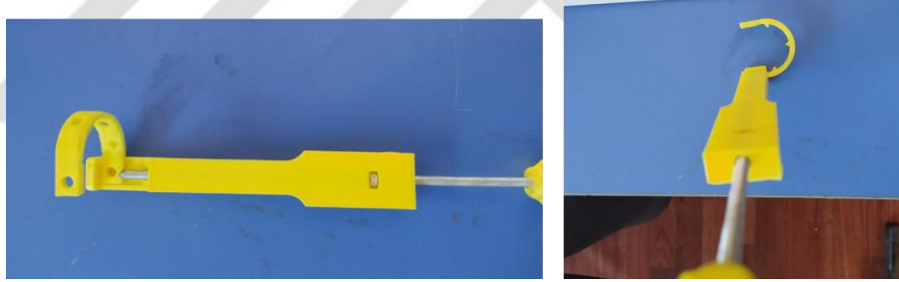
Söz konusu implantın 3D katı modelleri oluşturulduktan sonra implantın 3D yazıcı yardımı ile plastik prototipi elde edilmiştir. Baskı malzemesi olarak PLA kullanılmıştır. Baskı parametreleri ise 205°C nozul sıcaklıkta %90 doluluk oranında 0.2 mm katman kalınlığı ile 80 mm/sn hızda üretimi sağlanmıştır.



Şekil 9. Kemik Klipsi Üst ve Yan Düzlem Görünümü

İmplantın anatomik uygunlukları incelenmiş olup yapay kemik ve kadavra kemikleri üzerinde yapılan ön değerlendirmeler ışığında model iyileştirmeleri gerçekleştirilmiştir.

Bunun yanında ameliyat koşullarında kolay uygulanabilmesi için uygulama aparatının tasarımı da gerçekleştirilmiştir. Femur kemiği etrafındaki kas, damar ve diğer çevre dokulardan dolayı ve minimal düzeyde hastanın dokusunun gereğinden fazla açılmaması için gereksinim doğmuş olup şekil 10 da tasarımı gösterilmiştir.



Şekil 10. Kemik Klipsi Uygulama Aparatı

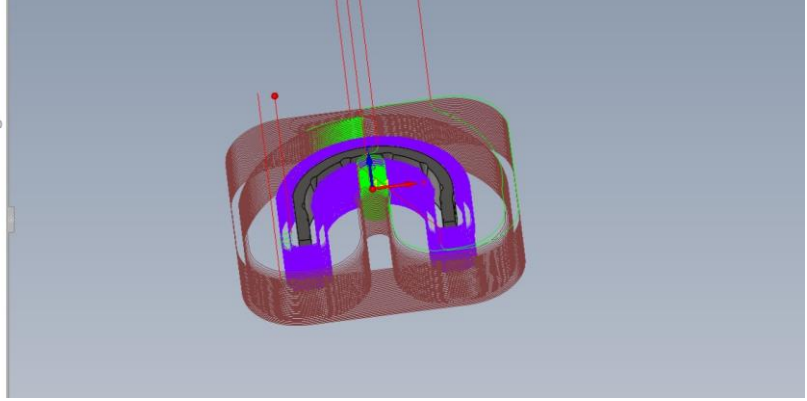
3.4.4. Talaşlı İmalat

316L paslanmaz çelikten alınan blok halindeki malzeme CNC Freze tezgâhı ile talaşlı imalat yöntemiyle üretilmiştir. İmplant üretiminde kullanılan CNC freze tezgâhı Şekil 11’da gösterilmiştir.



Şekil 11. Talaşlı imalat CNC Freze

İmplantların üretimi için Eroğlu marka kesici uçlar kullanılmıştır. İlk olarak bir tarama kafası ile kaba işleme yapılmıştır. Bunun için 26 (R/2) Hihfeed kesicitaım ucu kullanılmıştır. Daha sonrasında yarı kaba işleme için 8 (R/0,5) köşe Radiuslu takım kullanılmıştır. Son olarak finiş işleme için 4 (R/0,5) Radiuslu takım kullanılmıştır. Yapılan Computer Aided Manufacturing (CAM) işlemi şekil 12’ te gösterilmiştir.



Şekil 12 - Kemik Klipsi Üretimi CAM planlaması

Üretim için gerekli kesme hızı, ilerleme ve talaş kalınlığı gibi parametreler katalog değerlerinden alınmıştır. Üretim sonrası polisaj işlemi yapılmış olup nihai üretilen implant şekil 13 te gösterilmiştir.



Şekil 13. Talaşlı imalat ile üretilen implant

3.4.5. Anatomik Uygunluk

AO sınıflandırmasında periprostetik kırıkların Vancouver B1 ve B2 tipinde implantın uygulanabilirliği görülmüştür. Bu bağlamda BT verilerinden oluşturulmuş hasta femur modelleri üzerinde C şeklindeki klips yapısının anatomik uygunluğu değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler sonucu ortalama bir femur diafizindeki kesit çapına göre tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiştir.

Yapılan tez çalışmasında periprostetik kırıklarda uygulanan yöntemlerin femur kemiğinde kesme kuvvetlerini aksel yüklemeye dönüştürerek kırık bölgesindeki hareketleri azaltmaktır. Bununla birlikte, bu ek serklaj, daha transvers, parçalı veya karmaşık kırıklar için kırık fiksasyonunun stabilitesini arttıramayabilir, ancak spiral veya oblik kırıklar için implant stabilitesini iyileştirme potansiyeline sahiptir.

Travma cerrahisinde serklaj kablolama teknikleri uzun süredir devam eden bir geleneğe sahiptir ve çoğu ortopedik ve travma cerrahisi tarafından iyi bilinmektedir. Örneğin, femurun periprostetik kırıkları veya trokanterik ve subtrokanterik kırıklar için kullanılabilirler. Bununla birlikte, serklaj telleri tipik olarak ek fiksasyon cihazları olarak uygulandığından, fiksasyon yapısının genel mekanik stabilitesindeki rolleri henüz biyomekanik veya klinik çalışmalarda yeterince araştırılmamıştır.

3.4.6. FSR Sensör ile Kemik Üzerindeki Bası Kuvvetinin İncelenmesi

Periprostetik kırıklarda kullanılan serklaj yöntemi ile yeni geliştirilen kemik klipsinin kemik doku üzerine yapılan baskıyı nicellendirmek için bir düzenek hazırlanıp film sensör ile ölçümler alınmıştır. Periprostetik kırık modeli simule edebilmek için şekil 14 teki gibi delrin malzemesinden 45° lik bir periprostetik kırık modeli oluşturulmuştur.



Şekil 14. Standart Numune Hazırlanması

Tam dairesel serklaj tellemesinde, kırık bölgesinde kemiğin etrafına yerleştirilmiş 360° çevresel bir tel kullanılır. Bu kullanım genellikle uzun kemiklerin diyafiz bölümleriyle sınırlıdır. Kesin tespit şekli uygulanmadan önce kırık dikkatli bir şekilde yeniden yapılandırılır ve fragmanlar yerlerine bağlanır. Serklaj teli seviyesinde kırığın tam 360 ° anatomik rekonstrüksiyonu zorunludur, aksi takdirde fragmanlar hareket edecek ve çökecek ve tel gevşeyecektir. Tam serklaj kablolaması kırık uzunluğunun kırık bölgesindeki kemiğin çapının iki katından fazla olduğu (>45) uzun oblik diyafiz kırıkları için uygundur. Kırık hattı, kırık bölgesindeki kemiğin çapının iki katından büyükse, tel, parçalar arası kompresyona ulaşacaktır. Kırık hattının uzunluğu kemik çapının iki katından az ise (<45 0) kırığı bozacak kesme kuvvetleri oluşacaktır. Bu yüzden minimum açı olan 45 derece ile FSR ölçümü sağlanmıştır.

FSR sensör kuvvet algılama direnci, bir kuvvet, basınç veya mekanik stres uygulandığında direnci değişen bir malzemedir. Ayrıca kuvvete duyarlı direnç olarak da bilinmektedirler. Kuvvete duyarlı dirençler (FSR), yerel fiziksel basıncın varlığını ve göreceli büyüklüğünü ölçmek için tasarlanmış sensörlerdir.

Bir FSR'nin direnci, sensör üzerindeki kuvvet arttıkça veya azaldıkça değişir. FSR'ye basınç uygulanmadığında direnci genellikle $1M\Omega$ 'den büyüktür. Sensöre ne kadar yük uygularsanız, iki terminal arasındaki direnç düşer. Bir voltaj bölücü oluşturmak için FSR'yi statik bir dirençle birleştirerek, bir mikro denetleyicinin analogdan dijitale dönüştürücüsü tarafından okunabilen değişken bir voltaj üretilir.

Piyasada çeşitli FSR seçenekleri ve bunları ayırt etmek için birkaç temel özellik vardır: boyut, şekil ve algılama aralığı. Deneyde serklajuygulaması esnasında ölçüm alınabilmesi için Force Sensitive Resistor 0.5" tipi (Interlink, Lake Forest, Canada) seçilmiştir (Resim 15).



Şekil 15. - FSR Sensör 0.5"

Analog Voltaj Okuma Yöntemi

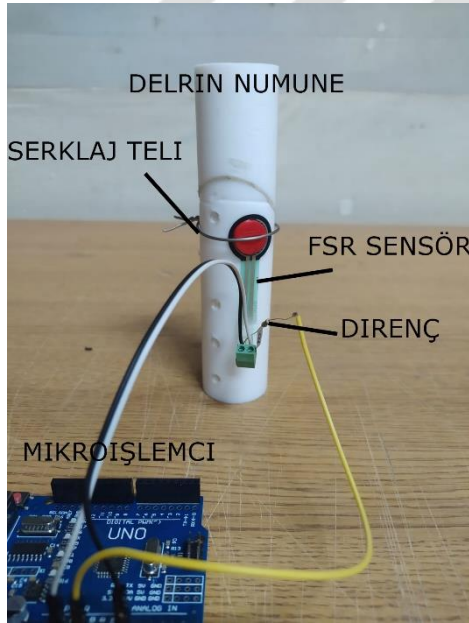
Bir rezistif sensör ile ölçüm alabilmek için Power ucunu ve diğer bağlayacak açılan yere direnç. ardından, sabit açılan direnç ile değişken FSR direnci arasındaki nokta, Arduino (gösterilen) gibi bir mikro denetleyicinin analog girişine bağlanır.

Konfigürasyonda, analog voltaj okuması 0V (toprak) ile yaklaşık 5V (veya güç kaynağı voltajı ile yaklaşık olarak aynı) arasında değişir.

Çalışma prensibi, FSR'nin direnci azaldıkça, FSR'nin ve açılan direncin toplam direncinin yaklaşık 100K ohm'dan 10K ohm'a düşmesidir. Bu, her iki dirençten geçen akımın arttığı ve bunun da sabit 10K direnç üzerindeki voltajın artmasına neden olduğu anlamına gelmektedir.

Tablo 4 – FSR Yük, Direnç ve Voltaj Değişimi

Kuvvet (lb)	Kuvvet (N)	FSR Direnci	(FSR + R) ohm	FSR+R üzerinden akım	R boyunca voltaj
0 libre	0 N	Sonsuz	Sonsuz	0 mA	0V
0,04 libre	0,2 N	30 ohm	40 Kohm	0.13 mA	1,3 V
0,22 libre	1 N	6 ohm	16 Kohm	0,31 mA	3,1 V
2,2 libre	10 N	1 ohm	11 Kohm	0,45 mA	4,5 V
22 libre	100 N	250 ohm	10.25 Kohm	0,49 mA	4,9 V

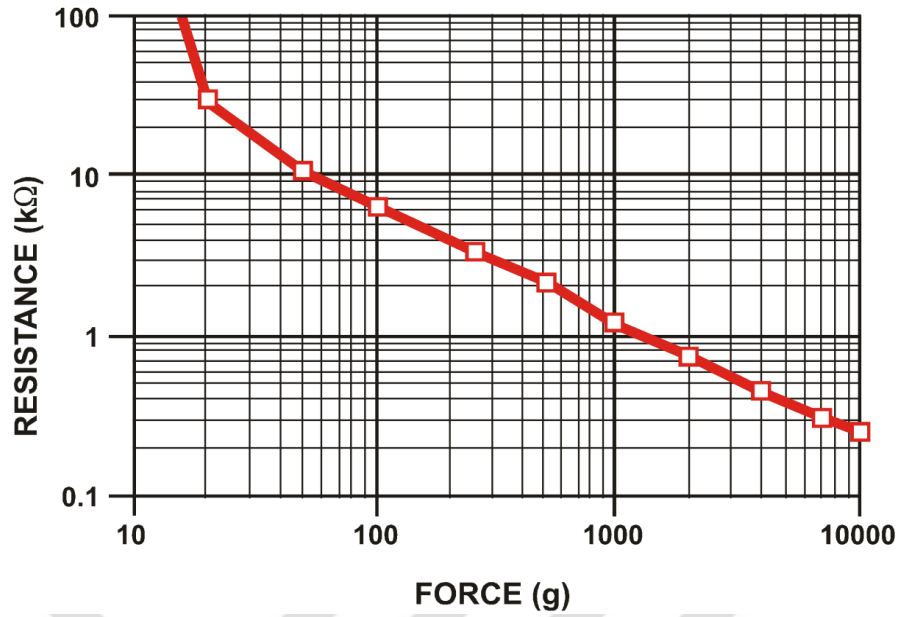


Tablo x de, 5V besleme ve 10K aşağı çekme direnci ile sensör kuvvetine/direncine dayalı yaklaşık analog voltajı gösterir.

Yöntemimizin bir miktar lineer öz direnç alır, ancak lineer voltaj sağlamaz. Bunun nedeni voltaj denklemi ile açıklamamız mümkündür.

$$V_o = V_{cc} \left(\frac{R}{R + FSR} \right)$$

Yani voltaj, FSR direncinin tersi ile orantılı seyretmektedir.



Şekil 16. FSR Sensör için Mikroişlemci Yazılım Programlaması ve Kalibrasyonu

```

fsr_orj$
/* FSR Calculation, Bugra Husemoglu

Connect one end of FSR to power, the other end to Analog 0.
Then connect one end of a 10K resistor from Analog 0 to ground */

int fsrPin = 0;
int fsrReading;
int fsrVoltage;
unsigned long fsrResistance;
unsigned long fsrConductance;
long fsrForce;

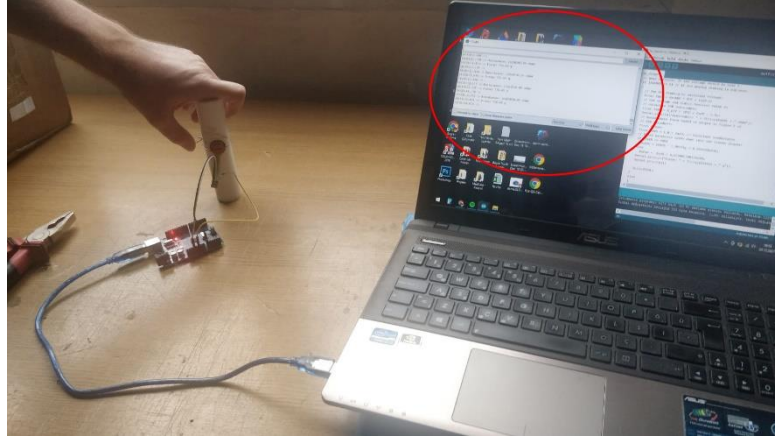
void setup(void) {
  Serial.begin(9600);
}

void loop(void) {
  fsrReading = analogRead(fsrPin);
  Serial.print("Analog reading = ");
  Serial.println(fsrReading);

  // analog voltage reading ranges from about 0 to 1023 which maps to 0V to 5V (= 5000mV)
  fsrVoltage = map(fsrReading, 0, 1023, 0, 5000);
  Serial.print("Voltage reading in mV = ");
  Serial.println(fsrVoltage);
}

```

5V luk bir voltaj ile ölçüm gerçekleştirilmiştir. Sensör üreticisi önerilerine göre deney düzeneği oluşturulmuştur.



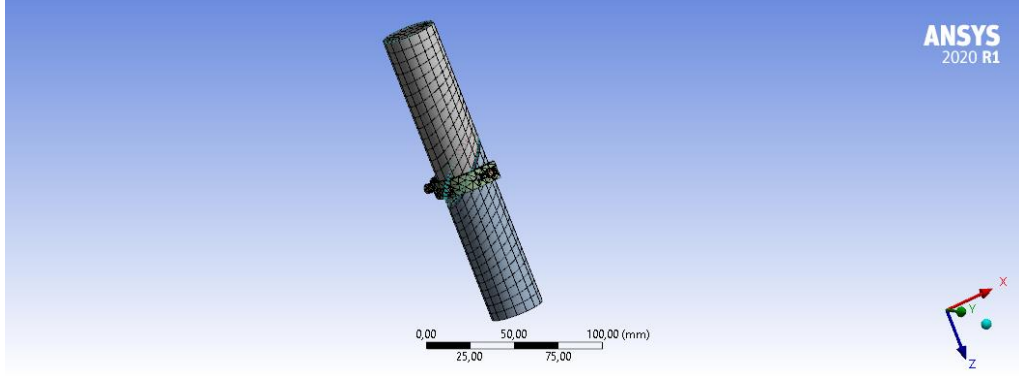
Şekil 17. Seklaj teli uygulamasında FSR ölçümü

Elde edilen ölçümler gerçek zamanlı olarak 9600 khz hızında kayıt alınmıştır. Serklaj telinde tam sıkılma anında 6,8N luk bir yük algılanmıştır.

3.4.7. Kırık Açıklarına ve Tespit Tipine göre Bası Kuvvetinin Değerlendirilmesi

Yapılan tez çalışmasında kırık tespit yöntemine göre en uygun kırık açıklarına ulaşabilmek için sonlu eleman yönteminden yararlanılmıştır. Modelleme aşamasından sonra, işlenmek üzere düzeneğin sanal analizleri için ANSYS Workbench 2020 (Ansys, Canonsburg, Pennsylvania, USA) programına aktarılmıştır. Total deformasyon ve stress değerleri belirlenmiştir. Numunenin alt yüzeyi sabitlenip üst yüzeyinden -Z ekseninde 400N luk yük uygulanmıştır.

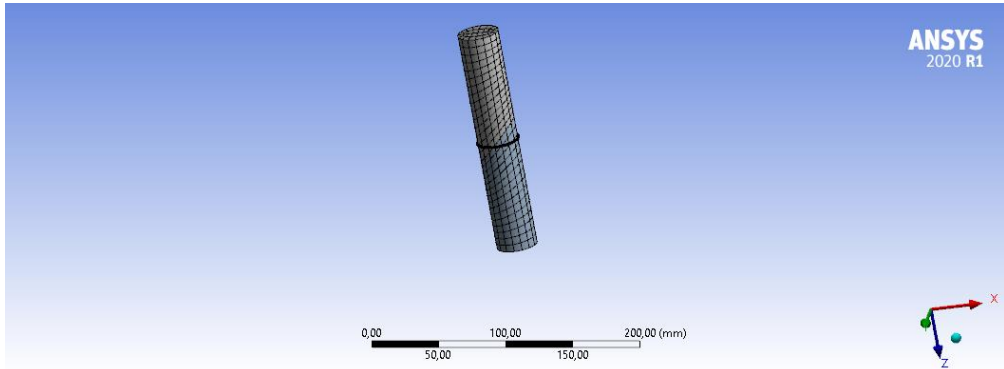
İmplant için mekanik özelliklerde yapı çeliği özellikleri kullanılmıştır. Model yapısı lineer elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Ağ ayrıklaştırması, tetrahedral 10 düğümlü elemanlarla tanımlandı. Model kararlılığı, eleman kalitesi analizi kullanılarak gerçekleştirildi ve ağ, yazılımdan belirli araçlar kullanılarak ilgili bölgelerde iyileştirilmiştir.



Şekil 18. Kemik Klipsi FEA Çalışması

Kemik korteksinin elastik modülü 17 GPa'dır ve Poisson oranı 0.33'tür. Spongiöz kemiğin elastik modülü 5 GPa'dır ve Poisson oranı 0.33'tür. Klips ve halka tipi bağ bantlarının elastik modülü 110 MPa'dır ve Poisson oranı 0,3'tür. Klips'nın düğüm ve ağ sayısı sırasıyla 2602 ve 29,697 idi. Delrin node ve mesh sayısı sırasıyla 12.906 ve 120.679 idi. Serklaj tel modelinin düğüm ve ağ sayısı sırasıyla 10 ve 2710 idi. Femurun distal kondiler eklem yüzeyi kısıtlandı ve yükleme noktası olarak femur başı ile femur şaftının uzun eksenini boyunca dikey olarak 500 N'luk bir kuvvet uygulandı. Kırık blokları arasındaki arayüz, Klips, ve delrin 0.3'lük bir sürtünme katsayısı olarak ayarlandı. Serklaj teli ile delrin temas yüzeyi arasındaki alan pürüzlü olarak belirlendi.

3.4.8. Subtrokanterik kırık modelinin maksimum yer değiştirmesi ve stresi



Şekil 19. Serklaj Teli FEA Çalışması

Klips modelinin femur üzerindeki maksimum stres 298.9 MPa idi ve maksimum stres en distal uçta vida deliğinin medial tarafında yoğunlaştı. Klips ve serklaj teli ile sabitlenen femur üzerindeki maksimum stres 464.6 MPa idi ve maksimum stres ligasyon ve femurun birbirine temas ettiği pozisyonda yoğunlaştı.

Serklaj telinin eklenmesinden sonra, femurun maksimum stresi önemli ölçüde arttı ve maksimum stres, Şekil 4'te gösterildiği gibi bant ve kemik yüzeyinin temasına aktarıldı. Klips sabitleme modelinin femurunun maksimum yer değiştirmesi 2.668 mm ve serklaj teli ile Klips sabitleme modelinin femurun maksimum yer değiştirmesi 2.499 mm idi. Çift telli sabitleme modelinin maksimum yer değiştirmesi 2,38 mm idi. Yer değiştirme eğilimi, Şekil 2'de gösterildiği gibi, proksimal uçtan distal uca doğru azaldı. Ligasyon ve fiksasyonun eklenmesinden sonra tüm modelin yer değiştirmesi biraz azaldı ve başka bir serklaj telinin eklenmesi, tek tel fiksasyonuna kıyasla yer değiştirmeyi azalttı.

3.4.9. Klips stres dağılımı ve yer değiştirmesi

Klips modelindeki maksimum stres 830.4 MPa idi ve maksimum stres distal sondan bir önceki vidanın içinde yoğunlaştı. Klips modelindeki maksimum stres 830.1 MPa idi ve maksimum stres ayrıca distal uçtaki sondan bir önceki vidanın içinde yoğunlaşmıştı. Çift telli fiksasyon modelinde Klips maksimum stresi, tek telli fiksasyon modelindekiyle aynı olan 830.1 MPa idi. Klips üç model grubundaki stres dağılımı esasen aynıydı ve stres ana çivi ve distal vida açısında yoğunlaştı. Klips maksimum stresi, ligatür ve fiksasyon ilavesinden sonra hafifçe azaldı, gösterildiği gibi genel stres dağılımı önemli ölçüde değişmedi.

3.4.10. Gerçek Ortam Testleri

Numunelerin Hazırlanması

Biyomekanik testler için 4. Jenerasyon yapay kemik (Sawbones, Vashon Island, WA, ABD) kullanılmıştır. Kalça protezi stemi tek bir deneyimli travma cerrahı tarafından gerçekleştirildi.

Tez çalışması için yapay kemik modeli seçilmiştir. İnsan kadavraları çoğunlukla değişken kemik yoğunluğuna ve anatomiye sahip olduğundan biyomekanik test sonuçlarında yanlılığa neden olabilmektedir. 14 adet 4. jenerasyon kompozit femur kullanılmıştır. Bunların insan kemiğinin biyomekanik özelliklerini taklit ettiği ve özellikle biyomekanik testler için geliştirildiği literatürce de bilinmektedir.

Kullanılan Cerrahi Teknik

Tüm numunelere uygulanan cerrahi yöntem aynı tecrübeli cerrah tarafından gerçekleştirildi. Osteosentezler, stem implantasyonundan sonra ancak femoral osteotomi tamamlanmadan önce yapıldı. Böylece osteosentezler tüm kemikler için aynı şekilde olması sağlandı. Femoral boyun osteotomisi, aynı osteotomi yüksekliği ve 45° açı sağlamak için tüm sağlam femurlara (gonyometre uygulanarak) işaretlendi. Medüller kanal, optimum presle oturmaya izin vermek için 15 boyutunda raybalanmıştır.



Kırık Modeli

Yapay bir kemik modelinde osteointegrasyon yoktur. Bu nedenle osteotomi, gövde ucunun altında parçalanma bölgesi olan Vancouver B1 kırığı oluşturularak literatürdeki biyomekanik çalışmalarla tutarlı bir şekilde dikkatle gerçekleştirildi. Protez ucunun radyolojik olarak belirlenmesi ve osteotomi düzleminin çizilmesini takiben femurlar femoral shaft eksenine dik olacak şekilde kesildi. 1 mm uzunluğunda

bir segment çıkarıldı. Medial korteks, test sırasında medial desteği önlemek için 45° açılı bırakıldı.

Kullanılan İmplantlar

İmplantlar çimentosuz olarak femur kemiğine (TCK – 10 Hip Prosthesis 135mm, Tıpsan, İzmir, TR), üreticinin yönergeleri izlenerek implante edildi. Hidroksiapatit titanyum alaşımına kaplama, özellikle aksel kuvvet uygulamalı biyomekanik incelemeler için gerekli olan yüksek düzeyde birincil stabilite sağlaması için kullanılmıştır. Yapay femurlar biyomekanik testler için iki gruba randomize edildi. Grup A'da (n = 7) Kemik Klipsi toplam dört kortikal vidası ve Grup B 1 mm çelik serklaj teli ile sabitlendi.

3.4.11. Kompresyon Testleri

Kemiklere tespit edilen serklaj ve kemik klipsi numuneleri mekanik uygunluğunun belirlenmesi için sanal analizlerin yanında gerçek ortam testleri de gerçekleştirilmiştir. Femur kemiği test cihazına anatomik açısında 8° lik açıda konumlandırılmıştır. Yine sanal analizdeki gibi alt yüzeyinden sabitlenerek üst (Z) ekseninden kırılana kadar bası kuvveti uygulanmıştır.



Şekil 6 – Gerçek Ortam Testleri

Test cihazına yerleştirilen numunelerin aksiyel basma testleri 10 mm/dk lık sabit bir hızda gerçekleştirildi. Bası kuvveti uygulanarak maksimum yer değiştirme verileri elde edildi. Aksiyel testlerde; yük (Newton), deplasman (mm) verileri eř zamanlı olarak uniaksiyel test cihazı (Shimadzu AG-X 10kN, Tokyo, Japan) üzerinde kayıt edildi. Yükleme testleri sırasında 50 milisaniye aralıklarla veriler toplandı ve kaydedildi.

Trapezium (Version 2.23 Shimadzu Corp.) programına aktarılarak yük ve yer değiştirme verileri kayıt altına alındı. Örneklerde oluşabilecek ani deformasyon yüklenme testi ile eř zamanlı olarak oluşan grafikler üzerinden kontrol edildi. Ölçümler sonunda yük(N) ve yer değiştirme(mm) verileri elde edildi.

3.4.12. Torsiyon Testleri

Burulma testleri, frontal düzlemde adduksiyon ve femur uzun eksenini yatay olacak şekilde mangelere distal ve proksimalden tutturuldu. Burulma testi için, uzun eksen bükülmesini en aza indirmek için distal ve proksimalden femur şekil x teki gibi vidalı bir çelik tutucu sabitlendi. Her kemik modeline 10 N'luk bir ön yük uygulandı. Daha sonra, yük-yer değiştirme eğrileri kaydedilirken 8 mm/dakika (~0,005 rad/dakika) hızında dikey bir kuvvet uygulandı. Daha sonra, Yük-Yer Değiştirme grafiği bir moment-açısal yer değiştirme grafiğine dönüştürüldü.



Şekil 20 -Torsiyon Testleri

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

Araştırmanın Bağımlı Değişkenlerini Protezli Numunelere Uygulanan Serklaj Teli ve Kemik Klipsi Oluşturmakla Beraber Uygulanan Basma Deneyi Araştırmanın Bağımsız Değişkenidir.

3.6. Veri Toplama Araçları

Numuneler Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Biyomekanik Laboratuvarında biyomekanik testlere tabi tutulmak üzere hazırlanmıştır. Numunelerin kalınlıkları dijital kumpas (INSIZE 1102-200 Electronic Caliper, INSIZE INC. USA) ölçülerek not edilmiştir. Tüm testler rotasyonel yük altında Elektromekanik Aktüatör ile gerçekleştirildi. (5 kN AG-X; Shimadzu, Kyoto, Japan)

Tüm testler aksiyel yük altında Elektromekanik Aktüatör ile gerçekleştirildi. (10 kN AG-X; Shimadzu, Kyoto, Japan)

3.7. Verilerin İstatistiksel Analizi

İstatistiksel analiz yöntemi olarak non parametrik testler (Mann Whitney U testi) uygulanmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde SPSS 23.0 programı kullanılmıştır. Tüm istatistik analizlerde ' $p < 0.05$ ' istatistik anlamlı sınır değeri olarak kabul edilmiştir.

3.8. Araştırmanın Sınırlılıkları

Çalışmanın sınırlılıkları, bütçe desteği olmaması nedeni ile çalışmaya dahil edilen hasta sayısının 6 ile sınırlandırılmış olması ve olağanüstü pandemi koşullarına rastlamış olmasıdır. Pandemi nedeni ile planlanan zamanlar mücbir sebeple aşılmıştır. Daha geniş örnek sayısı ve ortam koşullarının da çeşitlendirilmesi ile daha kapsamlı araştırma verilerine ulaşılması mümkündür.

3.9. Etik Kurul Onayı

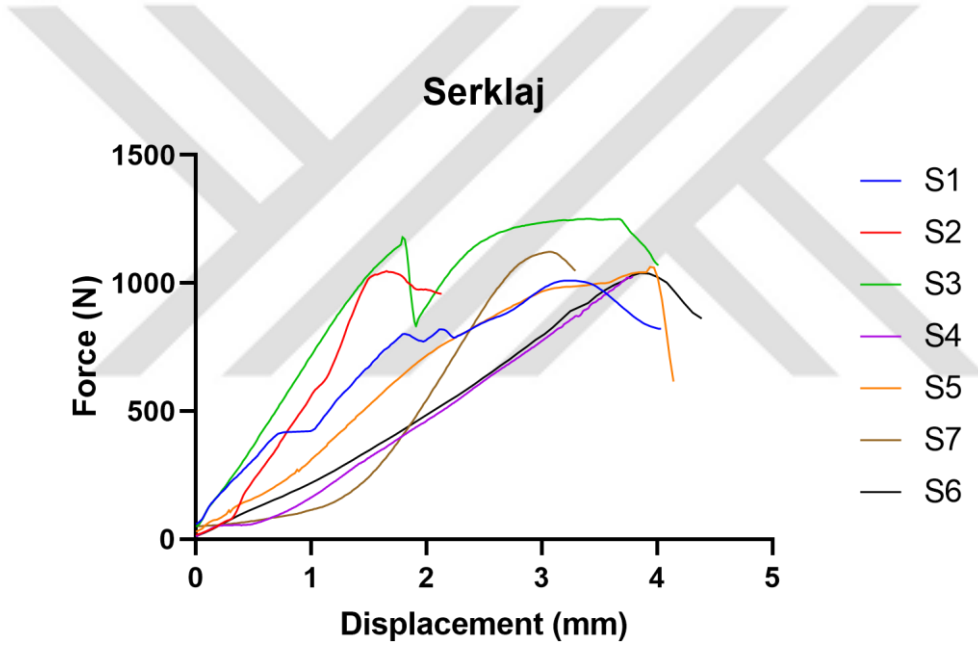
"Periprotetik Femur Kırıklarının Tespitinde Kullanılan Yöntemler ile Yeni Geliştirilen Kemik Klipsinin Karşılaştırılması" isimli araştırma için 02.02.2017 tarihinde Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2017/29-22 karar numarası ile onay alınmıştır (Ek 1).

4. BULGULAR

Yapılan testler esnasında numunelerde fiksasyondan doğan bir tespit kaybı ya da implant kaynaklı deformasyon görülmedi. Numuneler iki tip biyomekanik testte (aksiyel yüklenme, torsiyonal yüklenme) ile iki farklı fiksasyon yöntemi (serklaj ve kemik klipsi) kullanılarak modelin sertliğinin karşılaştırılması yapılmış Şekil x,x ve Tablo x'de sunulmuştur.

4.1. Aksenal Yüklenme

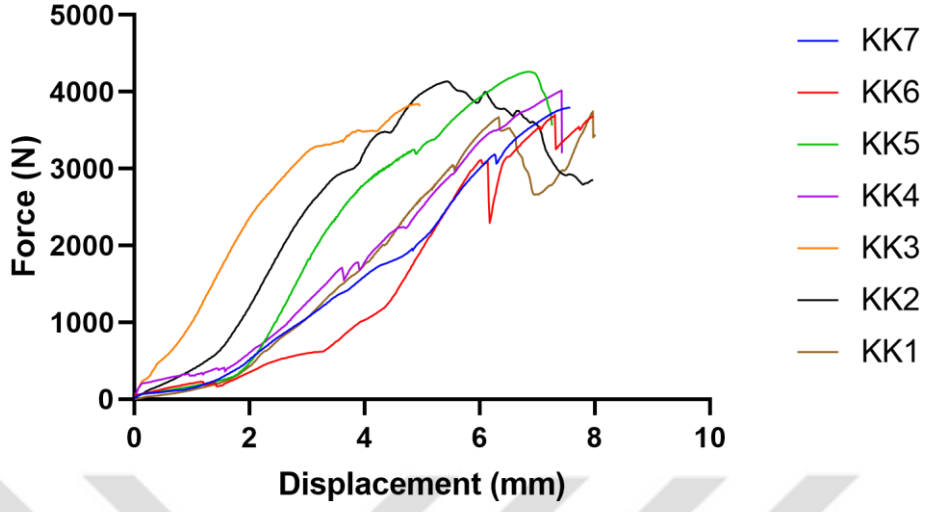
Eksenal yüklenmede ortalama başarısızlık kuvveti serklaj teli 1117,78 N ($\pm 67,2$ N SD), kemik klipsi için 3926,95 N ($\pm 197,4$ N SD) olarak görülmüştür. Kemik klipsinin ortalama dayanım kuvveti serklaj telinden daha büyüktü ($P < 0,05$).



Şekil 21 - Serklaj Grubu Yük Yer Değişirme

Ortalama çökme maksimum yer değiştirmesi serklaj telleri için 3.36 mm (± 0.75 mm SD), kemik klipsi 6.7 mm (± 1.06 mm SD) gözlemlendi. (Şekil x). Serklaj yapıları arasında çökme başlangıç yer değiştirmesinde istatistiksel bir fark yoktu ($P > 0,05$). Kemik klips, serklaj telinden daha güçlüydü.

Kemik Klipsi



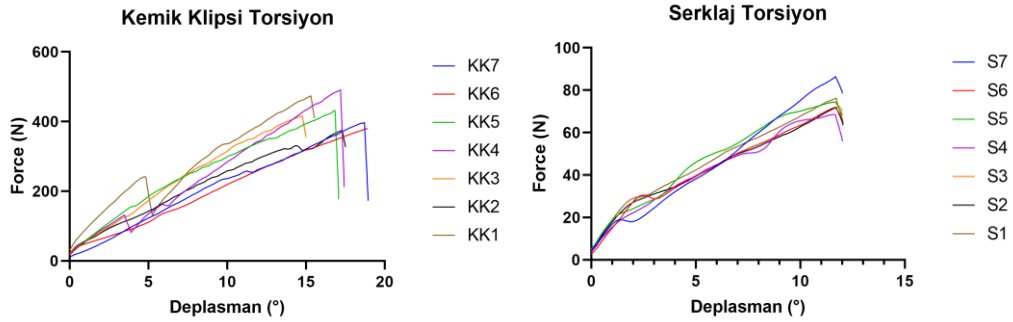
Şekil 22 - Kemik Klipsi Grubu Yük Yer Değiştirme

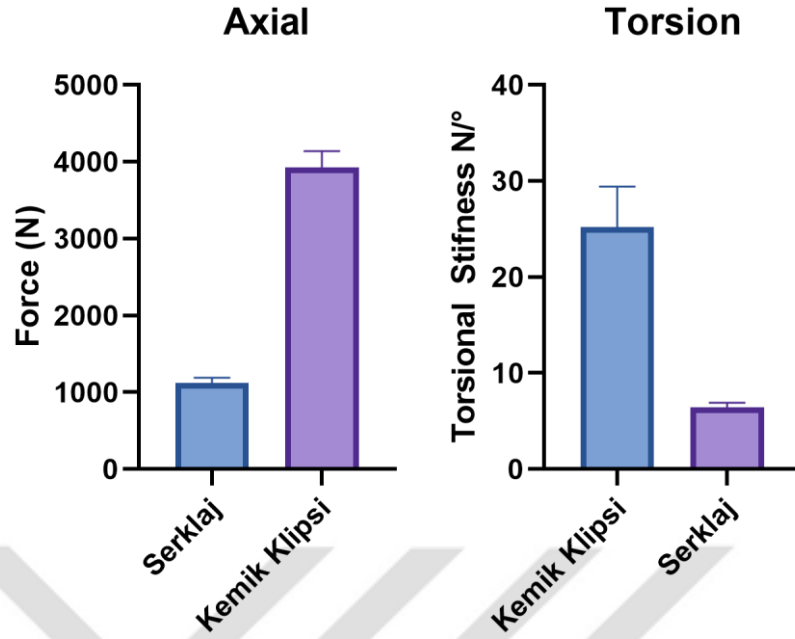
Tüm serklaj telleri, düğümün çözülmesi veya bükümün en içteki kıvrımında tel kırılması nedeniyle başarısız oldu. Kemik klipsi grubunda ise ağırlıklı olarak yüksek yüklenme altında kemik deformitesinden kaynaklı başarısızlık görüldü.

Sanal analiz ve gerçek ortam testleri karşılaştırıldığında araştırmaların uyum gösterdiği görüldü.

4.2. Torsiyonel Yüklenme

Ortalama serklaj grubu ortalama burulma kuvveti 6.40 Nm/° ($\pm 0,27 \text{ Nm/}^\circ$), kemik klipsi ortalama $24.94 \pm 1,43 \text{ Nm/}^\circ$.





Şekil 23- Aksiyel ve Torsiyonel Sonuçlar

Kemik klipsi grubu örnekleri, hem aksiyel hem de burulma yükü için tek serklaj tespitinden önemli ölçüde daha yüksekti ($p < 0,005$).

Tablo.6 – Kemik Klipsi vs Serklaj İstatistikî Değerlendirmesi

Table Analyzed	Axial	Table Analyzed	Torsion
Column B	Kemik Klipsi	Column B	Serklaj
vs.	vs,	vs.	vs,
Column A	Serklaj	Column A	Kemik Klipsi
Mann Whitney test		Mann Whitney test	
P value	0,0006	P value	0,0006
Exact or approximate P value?	Exact	Exact or approximate P value?	Exact
Significantly different (P < 0.05)?	Yes	Significantly different (P < 0.05)?	Yes
One- or two-tailed P value?	Two-tailed	One- or two-tailed P value?	Two-tailed
Sum of ranks in column A,B	28 , 77	Sum of ranks in column A,B	77 , 28
Median of column A	1105, n=7	Median of column A	25,65, n=7
Median of column B	3840, n=7	Median of column B	6,301, n=7
Difference: Actual	2735	Difference: Actual	-19,35
Difference: Hodges-Lehmann	2746	Difference: Hodges-Lehmann	-19,35

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, periprostetik femur kırıklarının tedavisinde yeni geliştirilen kemik klipsi sisteminin biyomekanik performansını ve klinik uygulanabilirliğini değerlendirmiştir. Sonuçlar, bu sistemin mevcut serklaj tekniklerine kıyasla yük taşıma kapasitesi, uygulanabilirlik ve stabilizasyon açısından önemli avantajlar sunduğunu ortaya koymuştur. Özellikle, kemik klipsinin stres dağılımını daha dengeli bir şekilde sağladığı ve kırık bölgesindeki yer değiştirme miktarını azalttığı gözlenmiştir. Bu bulgular, kemik klipsinin karmaşık kırıklar için güvenilir bir seçenek olabileceğini göstermektedir. Bununla birlikte, sistemin uzun dönem etkilerini ve farklı kırık modellerindeki performansını araştırmak için daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Son 40 yılda kablo fiksasyon sistemi için geliştirilen pek çok alet ve teknik, kaynamama ve fragman migrasyonu sorunlarının olduğu görülmektedir [40]. Günümüzde çeşitli kablo fiksasyon sistemleri kullanılmakla birlikte, hemen hepsi benzer özellikler taşımaktadır. Ancak bu sistemlerin hiçbiri, yumuşak doku desteği veya kemiğin anatomik çıkıntılarına bağlı olmadan farklı açılarda tespit imkanı sunamamaktadır. Kırık tespiti sırasında bu gibi unsurların her zaman bulunmaması, farklı açılarda uygulanabilen ve daha stabil bir kablo fiksasyon sistemine ihtiyaç olduğunu ortaya koymaktadır.

İdeal bir implant sadece protez sapının stabilitesini korumakla kalmamalı, aynı zamanda protez sapının etrafındaki düşük kaliteli kemiğin stabil fiksasyonunu da sağlamalıdır[41]. Öte yandan periprostetik femur kırıklarının tedavisi zorlu bir iştir. Kemik kalitesi genellikle altta yatan osteoporoz nedeniyle zayıftır ve intramedüller implant yakınındaki kırıklarda stabil fiksasyon elde etmek zordur [42]. Ayrıca, yaşlı hastalarda kırık iyileşmesi önemli ölçüde gecikir [43].

Femur kemiği için kan dolaşımı femurun proksimal kısmından distal kısmına doğrudur. Ancak bu bölge kırıldıktan sonra kan dolaşımı yetersiz hale gelir, ciddi şekilde tehlikelere sebebiyet verebilir. Ayrıca, postoperatif dönemde total diz veya kalça artroplastisi femurun kan dolaşımını da bozmuş olabilir. Bu da kemiğin ve çevresindeki yumuşak dokunun devitalizasyonuna neden olabilir. Daha sonra kırığı düzeltmek için yapılan cerrahi tedavi ile kan dolaşımı daha da bozulur. Femurun kan dolaşımının maksimum düzeyde korunması, kırık iyileşmesinin en iyi şansını

sağlamak için çok önemlidir. Bu sorunlar cerrahlara başarılı bir fiksasyon elde etmek için çok az seçenek sunar ve bu da yüksek oranda gecikmiş kaynama, kaynamama ve fiksasyon başarısızlığına neden olur[44][45][46].

Kablo fiksasyonu, yaygın bir cerrahi yöntem olarak kullanılmaktadır. Ancak uygulama bölgesinde bulunan intramedüller protez veya fiksasyon materyali sonrasında oluşan kırıkların ya da osteotomilerin tespiti için kablo sistemi neredeyse tek seçenek haline gelmektedir. Çalışmamızda, özellikle periprotezik femur kırıkları ve revizyon protez cerrahisinde sıklıkla tercih edilen çevresel tel tespiti yerine, kemik klipsi sistemi ile daha stabil ve güvenli hale getirilebileceğini öngörmekteyiz.

Serklajlar, merkezci yönde uygulanan kuvvetleri taşır [47], radyal olarak yer değiştirmiş parçaları bir arada tutar. Eksenel yönde kemik-kemiğe temas yoluyla ve ayrıca burulma durumunda spiral kırıklar için ek stabilite elde etmek amacıyla serklaj fiksasyonunda stabil bir kırık redüksiyonu esastır. Stabilite elde etmek için, kırık parçalarının doğru bir şekilde oturması ve serklajın yeterli ve kalıcı bir gerginliği gereklidir ve kırık bölgesinde hareketlerden kaçınılmalıdır. Serklajın gerginliği burulma ve eğilme momentlerini veya kesme kuvvetlerini nötralize edememektedir [48].

Arka planda esinlenen önceki çalışmalar, ağırlıklı endüstride kullanılan standart hortum kelepçelerinin hem klinik hem de biyomekanik amaçlar için kullanımını göstermiştir. Chandler ve arkadaşları, periprotezik kırık fiksasyonu sırasında allotransplant destekleri için geçici fiksasyon amacıyla klinik olarak hortum kelepçelerinin kullanımını açıklamışlardır [49]. Bu hortum kelepçelerinin gücü, kalıcı fiksasyon uygulanırken geçici destek için onları popüler hale getirmiştir. Liu ve arkadaşları, hortum kelepçelerinin basınç kuvvetlerini monofilament teller ve metalik kablolarla karşılaştırmışlardır[50]. Genişletilmiş trokanterik osteotomilerin kullanıldığı revizyon prosedürleri sırasında allotransplant veya femoral sapın femura çimentolanmasıyla geçici kullanımın avantajlarını belirlemişlerdir.

Femur kemiği canlıda karmaşık bir yükleme ortamına tabidir. Büyük kuvvetler kalça eklemi aracılığıyla dinamik olarak iletilir ve bu kuvvetler aktiviteler ve kişiler arasında değişir. Çalışmada, eksenel ve burulma şeklinde iki yükleme yaklaşımı kırılana kadar test edildi. Yükleme, kalça implantlarının kablosuz sensörlerle donatıldığı klinik çalışmalardan elde edilen deneyimler de göz önünde

bulunduruldu[51]. Çalışmada, yürüme sırasında ortaya çıkan ortalama kalça kuvvetinin femoral eksenden 13° uzakta olduğu bildirildi. Aksiyel test için bu açı, femurun yüklem aktüatörüne göre yönlendirilmesi için kullanıldı ve eksenel sıkıştırmaya ek olarak küçük bir bükülme bileşeniyle sonuçlandı.

Bu çalışmanın bir dizi sınırlaması vardır. Tanınan sınırlamalardan biri femur modelinde yumuşak doku eksikliğidir. Klinik olarak, yumuşak dokunun varlığı kırık bölgesine ek stabilite sağlar. Yumuşak doku olmadan, her yapının biyomekanik stabilitesine katkılarını değerlendirmek mümkün olmamıştır. Bu çalışmanın klinik öneme ilişkin ikinci sınırlaması, yorgunluk yüklemesinin etkisinin incelenmemiş olmasıdır. Bu iç fiksasyon yapılarındaki yorgunluk yüklemesini değerlendirmek önemlidir, çünkü başarısızlık için yeniden ameliyat, periprotez femoral kırığın ilk fiksasyonundan ortalama 22 ay sonra gerçekleşir ve bu, yapıların hemen ameliyat sonrası stabilitesini klinik olarak orta düzeyde önemli hale getirebilir[44].

Neredeyse tüm metaller sünek bir özelliğe sahiptir ve bu nedenle ilk fiksasyondan itibaren zamanla hafifçe gevşeme eğilimindedirler. Özellikle, serklaj tellemesi, kemiğin herhangi bir kısmı sivrildiğinde kayma ve gevşeme eğilimindedir[52]. Yeni kemik klipsi tam olarak değerlendirilmemiş olsa da, uzun vadede kemiği bir arada tutacağına inanıyoruz. Klips ve serklaj tellemesi arasında daha önce doğrudan karşılaştırmalar yapılmamış olsa da, fiksasyon cihazları geçmişte laboratuvar ortamlarında ve pilot klinik çalışmalarda incelenmiş ve literatürdekilere nispeten olumlu sonuçlar vermiş, bu bulgular bizim sonuçlarımızla da örtüştüğü görülmüştür[53].

Serklaj, kablonun kemik etrafına sarılmasıyla ilgili çeşitli avantajları ve dezavantajları vardır. Örneğin, kablodaki gerilim, radyal olarak yer değiştirmiş parçaları bir araya çekebilir; bu, çivilerin veya vidaların sağlayamayacağı bir avantajdır. Ancak, kemiğin etrafındaki 360 derecelik sarma, sinir ve kan damarı hasarına neden olma potansiyeline sahiptir[54]. Buna karşılık, kemik klipsi 360 derecelik bir sarma gerektirmediğinden büyük damar ve sinir yaralanmasını önler ve bu nedenle, serklaja göre avantajlara sahiptir. Ek olarak, kemik klipsi erken rehabilitasyona olanak tanır çünkü serklajın aksine, linea asperayı korur ve bu durum uyluk kaslarının hareketi için önemlidir. Ayrıca, fiksasyon için kemik klipsi kullanmak, minimum cilt kesisi ve diseksiyon gerektirir. Geniş bir diseksiyon alanı,

uzun cerrahi süresi, artan kanamaya ve cerrahi alan enfeksiyonu olasılığının artmasına neden olabilir. Minimal invaziv prosedürler gerektiren bazı tel kelepçeleri geliştirilmiş olsa da, cerrahın deneyimine bağlı olacak şekilde floroskopi altında kullanılmaları gerekir[55].

Mevcut çalışmada aksel ve torsiyonel yük test edilmiştir. Ancak, kesme kuvvetleri gibi diğer yükler de günlük aktiviteler sırasında osteosentez üzerinde etki eder. Çalışma, kas gerginliği ve yumuşak doku gibi etki eden faktörleri dikkate almaz. Genel olarak, biyomekanik çalışmalarda aksel test yeterliliğini korur çünkü çalışmalar, aksel yükün yükleme kuvvetlerinin ana bileşeni olduğunu, diğer kuvvetlerin ise ihmal edilebilir olduğunu göstermektedir[56][57].

Bunun yanında çalışmada kadavra dokularıyla ilişkili tutarsızlıklardan kaçınmak için yapay kemikler kullandık. Sentetik modellerin, kadavraya nazaran nispeten düşük maliyetleri ve numuneler arasındaki değişkenlik düzeyinin azaltılması nedeniyle kırık fiksasyonlarını içeren biyomekanik çalışmalarda değerli olduğu kanıtlanmıştır[58]. Yapay modeller, ortalama geometriyi temsil etmek ve ideal kemik özelliklerini doğru bir şekilde eşleştirmek üzere tasarlanmıştır[59]. Gerçekten de, standart olmaları nedeniyle, yapay kemikler genellikle kadavra numuneleriyle karşılaştırıldığında değerlendirilen değişkenlerde daha düşük standart sapmalar göstermektedir[60].

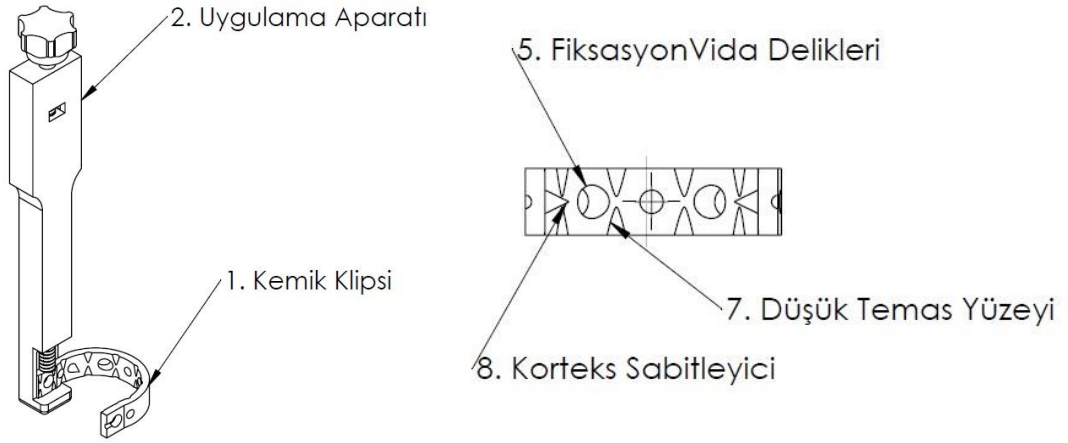
Bu tez çalışması, özellikle literatürdeki önemli bir bilgi boşluğu olan diğer yaklaşımlarla karşılaştırıldığında bikortikal yapıların burulma davranışı açısından Vancouver B1 periprostetik proksimal femur kırıklarının tedavisi için klinik çıkarımlara sahiptir. Çalışma serklaj tellerinin bir fiksasyon tekniği olarak biyomekanik açıdan daha yetersiz olduğunu desteklemektedir.

6. SONUÇ

Tez kapsamında yapılan literatür taraması ve patent taramaları gerçekleştirilmiştir. Klips sistemine yakın sistemler olduğu görülmüş fakat kemikteki proliferasyonu sağlayacak nitelikte bir patente ya da çalışmaya rastlanmamıştır.

- Sanal ve gerçek ortamda çalışmaları tamamlanmış, anatomik uygunluk belirlenmiştir. Tez çalışması kapsamında elde edilen veriler ışığında aşağıdaki optimizasyon çalışmaları yapılmıştır.
- Kemik klips implantının geometrik olarak femur diafiz anatomisine uygunluğu değerlendirilmiştir.
- Periprostetik kırıklar haricinde açısı 45° ve üzerindeki uzun kemik kırıklarında veteriner uygulamaları dahil uygulama potansiyeli olduğu görülmüştür.
- Kemik klipsi, tel serklajlara kıyasla açık ara daha fazla fiksasyon gücü sağlamıştır.
- Ölçüm yöntemi olan kemik üzerinde aksenal kuvveti ölçmek için test düzeneği geliştirilmiştir. Bu sayede başka test ve deneylerde kullanılabilir sensör sisteminin yazılımsal ve donanımsal iyileştirmeleri gerçekleştirilmiştir.
- Polimer implantların gelecekte kullanılmasının önünü açacak üretim ve test yöntemleri belirlenmiştir.

Metal implantların yanı sıra biyouyumlu olarak termoplastik malzemeler ile de implant üretimi günümüzde gerçekleşmiyor olsa da ileriki dönemlerde hem biyouyumlu hem gerekli rijiditeyi sağlayan polimerik implantların üretilmesi ön görülmektedir. Bu düşünceden yola çıkarak sirküler fiksasyonda kullanılacak yeni tasarlanmış implantın termoplastik malzeme ile üretimi PLA malzemeden gerçekleştirilmiştir. Gelecek çalışmalarda rijiditesi daha güçlü, elastik modülüsü titanyum malzemeye daha yakın olan PEEK (Poliethereterkaton) malzemeden üretimi gerçekleştirilebilir. Hali hazırda sağlık alanında özellikle beyin cerrahisinde kullanılan mühendislik polimeri olan PEEK malzemesi ile gerekli rijidite sağlanması öngörülmektedir. PEEK biyo inert yapısı ve mekanik özelliklerinin kemiğe benzemesi bakımından bu çalışmada ümit verici sonuçlar alınması planlanmaktadır. Laboratuvar bünyesinde üretimin gerçekleştirilmesi için polimerik 3D yazıcıların malzeme işleyebilme kapasiteleri ve 3D yazıcıların modifiyesi üzerine çalışmalar da devam etmektedir.



Söz konusu implantın ilgili benzer patentleri araştırılmıştır. EP 0600938 B1, US6589246B1, US5653711, patentleri göz önünde bulundurulduğunda konunun güncelliğinin devam ettiği görülmüştür. 2022-GE-10012 evrak numaralı patent başvurusu tamamlanmıştır.

7. KAYNAKLAR

- [1] Fink B, Fuerst M, Singer J. Periprosthetic fractures of the femur associated with hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 2005;125:433–42.
- [2] Pankovich AM, Tarabishy I, Barmada R. Fractures below non-cemented femoral implants. Treatment with Ender nailing. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63:1024–5.
- [3] Springer BD, Berry DJ, Lewallen DG. Treatment of periprosthetic femoral fractures following total hip arthroplasty with femoral component revision. *J Bone Joint Surg Am* 2003;85:2156–62.
- [4] Zenni EJJ, Pomeroy DL, Caudle RJ. Ogden plate and other fixations for fractures complicating femoral endoprostheses. *Clin Orthop Relat Res* 1988:83–90.
- [5] Noorda RJP, Wuisman PIJM. Mennen plate fixation for the treatment of periprosthetic femoral fractures: a multicenter study of thirty-six fractures. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84:2211–5.
- [6] 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;15:61–5.
- [7] Kamineni S, Ware HE. The Mennen plate: unsuitable for elderly femoral periprosthetic fractures. *Injury* 1999;30:257–60.
- [8] Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. “Modes of failure” of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res* 1979:17–27.
- [9] McElfresh EC, Coventry MB. Femoral and pelvic fractures after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1974;56:483–92.
- [10] Haddad FS, Duncan CP. Cortical onlay allograft struts in the treatment of periprosthetic femoral fractures. *Instr Course Lect* 2003;52:291–300.
- [11] Konttinen YT, Zhao D, Beklen A, Ma G, Takagi M, Kivelä-Rajamäki M, et al. The microenvironment around total hip replacement prostheses. *Clin Orthop Relat Res* 2005:28–38.
- [12] Parrish Tf, Jones Jr. Fracture Of The Femur Following Prosthetic Arthroplasty

- Of The Hip. Report Of Nine Cases. *J Bone Joint Surg Am* 1964;46:241–8.
- [13] Fink B, Fuerst M, Singer J. Periprosthetic fractures of the femur associated with hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 2005;125:433–42.
- [14] John J. Callaghan, Aaron G. Rosenberg, Harry E. Rubash, John C. Clohisy, Paul E. Beaulé CJDV. *The adult hip: Hip arthroplasty surgery: Third edition. adult hip. 31st ed., Wolters Kluwer Health Adis (ESP); 2013, p. 12–26.*
- [15] JOSHI GR. Review of Orthopaedics. *Med Journal, Armed Forces India* 2002;58:177.
- [16] Huiskes R. The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems. *Clin Orthop Relat Res* 1990:27–38.
- [17] Williams KD. Fractures, Dislocations, and Fracture-Dislocations of the Spine. *Campbell's Oper Orthop* 2013:1559-1627.e13.
- [18] HORWITZ IB, LENOBEL MI. Artificial hip prosthesis in acute and nonunion fractures of the femoral neck: follow-up study of seventy cases. *J Am Med Assoc* 1954;155:564–7.
- [19] Berry DJ. Epidemiology: hip and knee. *Orthop Clin North Am* 1999;30:183–90.
- [20] 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.
- [21] Lindahl H, Malchau H, Herberts P, Garellick G. Periprosthetic femoral fractures classification and demographics of 1049 periprosthetic femoral fractures from the Swedish National Hip Arthroplasty Register. *J Arthroplasty* 2005;20:857–65.
- [22] Lindahl H, Garellick G, Regnér H, Herberts P, Malchau H. Three hundred and twenty-one periprosthetic femoral fractures. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88:1215–22.
- [23] Adolphson P, Jonsson U, Kalén R. Fractures of the ipsilateral femur after total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surgery Arch Fur Orthopadische Und Unfall-Chirurgie* 1987;106:353–7.
- [24] Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am* 2007;89:780–5.

- [25] Lombardo DJ, Siljander MP, Sobh A, Moore DD, Karadsheh MS. Periprosthetic fractures about total knee arthroplasty. *Musculoskelet Surg* 2020;104:135–43.
- [26] Canton G, Ratti C, Fattori R, Hoxhaj B, Murena L. Periprosthetic knee fractures. A review of epidemiology, risk factors, diagnosis, management and outcome. *Acta Biomed* 2017;88:118–28.
- [27] Capone A, Congia S, Civinini R, Marongiu G. Periprosthetic fractures: epidemiology and current treatment. *Clin Cases Miner Bone Metab Off J Ital Soc Osteoporosis, Miner Metab Skelet Dis* 2017;14:189–96.
- [28] Abdel MP, Watts CD, Houdek MT, Lewallen DG, Berry DJ. Epidemiology of periprosthetic fracture of the femur in 32 644 primary total hip arthroplasties: a 40-year experience. *Bone Joint J* 2016;98-B:461–7.
- [29] Cuppone M, Seedhom BB, Berry E, Ostell AE. The longitudinal Young's modulus of cortical bone in the midshaft of human femur and its correlation with CT scanning data. *Calcif Tissue Int* 2004;74:302–9.
- [30] Duncan CP, Masri BA. Fractures of the femur after hip replacement. *Instr Course Lect* 1995;44:293–304.
- [31] Naqvi GA, Baig SA, Awan N. Interobserver and intraobserver reliability and validity of the Vancouver classification system of periprosthetic femoral fractures after hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2012;27:1047–50.
- [32] Marsland D, Mears SC. A review of periprosthetic femoral fractures associated with total hip arthroplasty. *Geriatr Orthop Surg Rehabil* 2012;3:107–20.
- [33] Ricci WM, Borrelli JJ. Operative management of periprosthetic femur fractures in the elderly using biological fracture reduction and fixation techniques. *Injury* 2007;38 Suppl 3:S53-8.
- [34] Ricci WM, Bolhofner BR, Loftus T, Cox C, Mitchell S, Borrelli JJ. Indirect reduction and plate fixation, without grafting, for periprosthetic femoral shaft fractures about a stable intramedullary implant. *Surgical Technique. J Bone Joint Surg Am* 2006;88 Suppl 1:275–82.
- [35] Mulay S, Hassan T, Birtwistle S, Power R. Management of types B2 and B3 femoral periprosthetic fractures by a tapered, fluted, and distally fixed stem. *J Arthroplasty* 2005;20:751–6.

- [36] Rayan F, Konan S, Haddad FS. Uncemented revision hip arthroplasty in B2 and B3 periprosthetic femoral fractures - A prospective analysis. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther* 2010;20:38–42.
- [37] O’Toole R V, Gobezie R, Hwang R, Chandler AR, Smith RM, Estok DM 2nd, et al. Low complication rate of LISS for femur fractures adjacent to stable hip or knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2006;450:203–10.
- [38] Henderson CE, Lujan T, Bottlang M, Fitzpatrick DC, Madey SM, Marsh JL. Stabilization of distal femur fractures with intramedullary nails and locking plates: differences in callus formation. *Iowa Orthop J* 2010;30:61–8.
- [39] Klein GR, Parvizi J, Rapuri V, Wolf CF, Hozack WJ, Sharkey PF, et al. Proximal femoral replacement for the treatment of periprosthetic fractures. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:1777–81.
- [40] Johansson JE, McBroom R, Barrington TW, Hunter GA. Fracture of the ipsilateral femur in patients with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63:1435–42.
- [41] Zhao X, Zhu ZA, Sun YH, Wang Y, Zhao J, Zhang YJ, et al. Nickel-titanium shape-memory sawtooth-arm embracing fixator for periprosthetic femoral fractures. *Int Orthop* 2012;36:619–26.
- [42] Ricci WM, Loftus T, Cox C, Borrelli J. Locked plates combined with minimally invasive insertion technique for the treatment of periprosthetic supracondylar femur fractures above a total knee arthroplasty. *J Orthop Trauma* 2006;20:190–6.
- [43] Pinto EM, Teixeira A, Frada R, Oliveira F, Atilano P, Veigas T, et al. Patient-Related Risk Factors for the Development of Lumbar Spine Adjacent Segment Pathology. *Orthop Rev (Pavia)* 2021;13:2021.
- [44] Lindahl H, Malchau H, Odén A, Garellick G. Risk factors for failure after treatment of a periprosthetic fracture of the femur. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88:26–30.
- [45] Fulkerson E, Tejwani N, Stuchin S, Egol K. Management of periprosthetic femur fractures with a first generation locking plate. *Injury* 2007;38:965–72.
- [46] Paul JP. Strength requirements for internal and external prostheses. *J Biomech* 1999;32:381–93.

- [47] Perren SM, Fernandez Dell'Oca A, Lenz M, Windolf M. Cerclage, evolution and potential of a Cinderella technology. An overview with reference to periprosthetic fractures. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2011;78:190–9.
- [48] Wagner M, Knorr-Held F, Hohmann D. Measuring stability of wire cerclage in femoral fractures when performing total hip replacement. In vitro study on a standardized bone model. *Arch Orthop Trauma Surg* 1996;115:33–7.
- [49] Chandler HP, Tigges RG. The role of allografts in the treatment of periprosthetic femoral fractures. *Instr Course Lect* 1998;47:257–64.
- [50] Liu Y, Lu S, Liu B. [The reason and management of intraoperative femur fracture during hip arthroplasty]. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi* 1998;36:93–5.
- [51] Lewis GS, Caroom CT, Wee H, Jurgensmeier D, Rothermel SD, Bramer MA, et al. Tangential Bicortical Locked Fixation Improves Stability in Vancouver B1 Periprosthetic Femur Fractures: A Biomechanical Study. *J Orthop Trauma* 2015;29:e364.
- [52] Akira Takeuchi DP. World Small Animal Veterinary Association World Congress Proceedings, 2003. VINCom 2014.
- [53] Ko C, Yang M, Byun T, Lee SW. Design factors of femur fracture fixation plates made of shape memory alloy based on the Taguchi method by finite element analysis. *Int j Numer Method Biomed Eng* 2018;34:e2967.
- [54] Mehta V, Finn HA. Femoral artery and vein injury after cerclage wiring of the femur: a case report. *J Arthroplasty* 2005;20:811–4.
- [55] Apivatthakakul T, Phornphutkul C, Bunmaprasert T, Sananpanich K, Fernandez Dell'Oca A. Percutaneous cerclage wiring and minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO): a percutaneous reduction technique in the treatment of Vancouver type B1 periprosthetic femoral shaft fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012;132:813–22.
- [56] Duda GN, Schneider E, Chao EYS. Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomech* 1997;30:933–41.
- [57] Taylor ME, Tanner KE, Freeman MAR, Yettram AL. Stress and strain distribution within the intact femur: Compression or bending? *Med Eng Phys* 1996;18:122–31.
- [58] Roberts JW, Grindel SI, Rebholz B, Wang M. Biomechanical evaluation of

locking plate radial shaft fixation: unicortical locking fixation versus mixed bicortical and unicortical fixation in a sawbone model. *J Hand Surg Am* 2007;32:971–5.

- [59] Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech* 1996;29:525–35.
- [60] Moazen M, Jones AC, Jin Z, Wilcox RK, Tsiridis E. Periprosthetic fracture fixation of the femur following total hip arthroplasty: a review of biomechanical testing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2011;26:13–22.



8. EKLER

EK-1 Etik Kurul Onayı

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.
Sayı: 1603

16.06.2017

Sayın Prof.Dr.Hasan HAVİTÇİOĞLU,

Kurulumuz tarafından 15.06.2017 tarih ve 3185-GOA protokol numaralı 2017/16-50 karar numarası ile görüşülen "Periperostetik Femur Kırıklarının Tespitinde Kullanılan Yöntemler ile Yeni Geliştirilen Kemik Klipsinin Karşılaştırılması" konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof.Dr.Bahı ÖNVURAL
Başkan 7.

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi Inciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR
TELEFON	0 232 412 22 54-0 232 412 22 58
FAKS	0 232 412 22 43
E-POSTA	etikkurul@deu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	3185-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ <input type="checkbox"/>	AKADEMİK AMAÇLI <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Periperostetik Femur Kırıklarının Tespitinde Kullanılan Yöntemler ile Yeni Geliştirilen Kemik Klipsinin Karşılaştırılması	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU		
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr.Hasan HAVİTÇIOĞLU Ortopedi A.D	
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-	
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input checked="" type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2017/16-50	Tarih:15.06.2017
	Prof.Dr.Hasan HAVİTÇIOĞLU'nun sorumlusu olduğu "Periosteotik Femur Kırıklarının Tespitinde Kullanılan Yöntemler ile Yeni Geliştirilen Kemik Klipsinin Karşılaştırılması" isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsi yet	Araştırma ile ilişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Sevinç ERASLAN	Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Müge KIRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEU Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Sülen SARIOĞLU	Patoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Patoloji A.D	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof.Dr.Bilge KARA	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.M.Aylin ARICI	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Ayhan ABACI	Pediyatrik Endokrinoloji ve Metabolizma Hastalıkları	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Doç.Dr.Murat BEKTAŞ	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Hemşireliği	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

Biomechanical Comparison of Different Subtrochanteric Bone Fracture Angles in Cerclage Wiring: Finite Element Study

Serklaj Kablolamada Farklı Subtrokanterik Kemik Kırılma Açılarının Biyomekanik Karşılaştırılması: Sonlu Eleman Çalışması

R. Bugra Husemoglu¹, Hasan Havitcioglu^{1,2}¹Dokuz Eylul University, Institute of Health Sciences, Department of Biomechanics, Izmir, Turkey²Dokuz Eylul University Faculty of Medicine Hospital, Department of Orthopedics and Traumatology, Izmir, Turkey**Abstract:**

Cerclage wires are regularly used as fixation gear to restore reposition, enhance alignment and growth fixation stability. In specific femoral shaft, subtrochanteric and periprosthetic fractures gain from cerclage fixation. Also in supracondylar femoral shaft fractures, extra cord cerclages proved to be extra than only a reposition device and accelerated the general power of the osteosynthesis construct. This study tests for the stabilizing effect of different bone fracture angles in with cerclage. Cerclage fixation of an oblique fractures were tested with fracture angles (45°, 55°, 65°). Construct stiffness and displacements were investigated under static loads and compared to the different bone fracture angles. With each of the tested bone fractures, stiffness wasn't significantly for a compare angles. Most reduction in fracture gap movement was achieved by 65° fracture angle, followed by 55° and 45° fractures. All cerclage wire fixation were generally superior with reduced fracture movements whereas in 65 degree fracture showing the greatest stabilizing effect. Cerclage wire application has emerged as a potential therapeutic for subtrochanteric fractures.

Keywords: Oblique Fractures, Cerclage Wire, Bone Fracture Angle, Finite Element Analysis

Özet:

Serklaj telleri, yeniden konumlandırmaya yardımcı olmak, hizalamayı iyileştirmek ve sabitleme stabilitesini artırmak için sabitleme araçları olarak sıklıkla kullanılır. Özellikle femur shaftı, subtrokanterik ve periprostetik kırıklar serklaj fiksasyonundan yararlanır. Ayrıca suprakondiler femur shaft kırıklarında, ek olarak tel serklajların tespit aracından daha fazlası olduğu ve osteosentez yapısının genel mukavemeti arttırdığı kanıtlanmıştır. Bu çalışma, serklaj ile farklı kemik kırılma açılarının stabilize edici etkisini test etmektedir. Oblik kırıkların serklaj fiksasyonu kırık açıları ile test edildi (45°, 55°, 65°). Yapı rijitliği ve yer değiştirmeler, statik yükler altında incelendi ve farklı kemik kırılma açılarıyla karşılaştırıldı. Test edilen kemik kırıklarının her birinde sertlik, karşılaştırma açılarında anlamlı bulunmadı. Kırık boşluğu hareketindeki en azalma, 65 ° kırılma açısı ile sağlandı, bunu 55° ve 45° kırıklar izledi. Tüm serklaj teli fiksasyonu, kırık hareketlerini azaltmış ve genel olarak rijit bulunmasının yanında, en büyük stabilize edici etkiyi 65 derecelik kırıkta gösterdi. Serklaj teli uygulaması, subtrokanterik kırıklar için potansiyel bir terapötik olarak ortaya çıkmıştır.

Anahtar Kelimeler: Oblik kırıklar, serklaj kablolama, kemik kırık açısı, sonlu elemanlar analizi

Correspondence Address : R. Buğra Husemoglu,
Dokuz Eylul University, Institute of Health
Sciences, Department of Biomechanics, Izmir,
Turkey bugrahusem@gmail.com

ORCID ID of the authors: R.B.H. 0000-0003-1979-160X,
H.H.. 0000-0001-8169-3539

Please cite this article in press at: Husemoglu R.B., Havitcioglu H., Biomechanical Comparison of Different Subtrochanteric Bone Fracture Angles in Cerclage Wiring: Finite Element Study, Journal of Medical Innovation and Technology, 2021; 3 (2):35-39 doi: 10.51934/jomit.1052710

1.Introduction

Cerclage wiring is a simple technique that has been practiced widely since the advent of surgical treatment of fractures. The indications for cerclage as an exclusive implant were limited because other technologies offer a better outcome, while the increasing numbers of periprosthetic fractures has led to a revival of interest for this simple technique.

Cerclage wires have long been used for the fixation of diaphyseal fractures, either alone or in combination with other fixation methods [1]. Cerclage wires are often hired as fixation equipment to useful resource reposition, enhance alignment and increase fixation stability. In particular femoral shaft, subtrochanteric and periprosthetic fractures advantage from supplementary cerclage fixation [2],[3]. Also in supracondylar femoral shaft fractures, extra cord cerclages proved to be extra than only a reposition device and increased the overall strength of the osteosynthesis construct [4].

Cerclage wires are a non-reactive stainless steel alloy, that's a ways extra malleable than the stainless steel alloy used to make bone plates or pins. There are three primary sorts of cerclage wiring, complete cerclage, hemicerclage wiring and tension band wiring, that's a specialized shape of hemicerclage. Full circlage wiring utilizes a full circumferential wire placed around the bone at a fracture site. This use is generally restricted to the diaphyseal segments of long bones. The fracture is carefully reconstructed and the fragments are wired in place prior to applying the definitive form of fixation. Full cerclage anatomic reconstruction of the fracture at the level of the cerclage wire is mandatory, otherwise the fragments will move and collapse and the wire will loosen[5].

Full cerclage wiring is best appropriate for long oblique diaphyseal fractures where the length of the fracture is greater than twice the diameter of the bone at the fracture site (>45°). If the fracture line is greater than two times the diameter of the bone on the fracture site, the wire will acquire inter-fragmentary compression[6].

Finite element (FE) evaluation is a effective biomechanical device that permits for the manage of numerous parameters, such as loading forces, fracture kind and implants, that might in any other case be tough to evaluate in vivo or thru cadaveric experiments. Therefore, in this study, oblique bone fracture angles evaluate their differences using finite element analysis.

2.Materials and Methods

The bone and cerclage wire models was created using the Solidworks software (Dassault Systemes Simulia Corp., Providence, RI, USA). According to the anatomic femur diaphysis based, cylindrical bone specimens were performed. Cylindrical bone samples dimmensions were Ø 30 mm and lenghts 100 mm. Monofilament cerclage wire model created was dimmensions Ø 32 mm and thickness 1.5 mm. In this study, three different bone fracture models were compared. All solid models were imported to analysis software (ANSYS 2020 RI, ANSYS Inc., Houston, TX, USA).

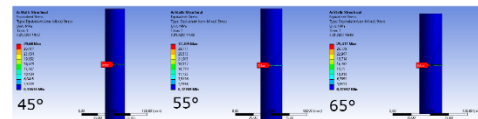


Fig. 1 – Bone specimens and Monofilament Cerclage Wires

Based on the results of the mesh convergence analysis, 2 mm element edge lengths were used for all components. The bone was represented with a single isotropic elastic modulus of 17,000 MPa. A uniform Poisson's ratio of 0.3 was assigned for all bone elements.

A vertical load 800 N, was applied to the proximal. The stress over the cerclage component was evaluated every angle performing a osteotomy. The following material properties were considered for the study as shown in Table 1.

Table 1. Mechanical properties of bone and cerclage wire

Element	Material Properties	Cortical Bone	Cerclage Wire
1.	Young's modulus	17 GPa	186 GPa
2.	Density	2 gm/cm ³	1.08 gm/cm ³
3.	Poisson's ratio	0.38	0.3

In the present study, the bone was assumed to be as linear isotropic material [7],[8] . The analysis was carried out for loads 800N. The distal end of the bone specimen was constrained in accordance with the previous works [9].

Contact between bone and implant, and between bone fragment was considered to be frictional. The coefficient of friction for the bone-to-bone, bone-to-implant and implant-to-implant contacts were 0.46, and 0.2, respectively [10].

3. Results

Comparison of Bone Fracture Angles

The stress was evaluated proximal at 800 N with for 45° the maximum stress (29,68 MPa), 55 ° the mean stress (32,70 MPa) and for 65° (29,41 MPa) (Table 2)

The maximum stress of the monofilament cerclage wire was at the anterior medial position of the specimen, as shown in Figure 2.

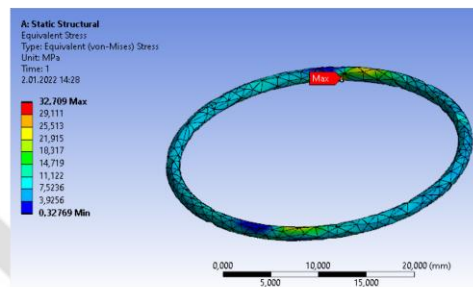


Fig.2 - Maximum Stress of the Monofilament Cerclage Wire

Table 2. Cerclage wire stress values

Fracture Angle	Uzama	Stress (MPa)		
		Max	Min	Avarage
45°	0,013573	0,31636	29,68	3,0947
55°	0,013043	0,32769	32,709	3,1439
65°	0,011842	0,32082	29,411	3,0909

4. Discussion

This study demonstrates stabilizing effect of angles of fractures on cerclage wiring of oblique fractures. While previous studies focused only on stand-alone cerclage configurations and techniques our study provided a comparison of different bone fracture angle types in a relevant fracture model.

Although augmentation of fracture fixation through cerclages has an enduring tradition and has tested to be clinically successful, its biomechanical implications have now no longer but been explored sufficiently. In addition to its use as a brief percutaneous reduction clamp, a cerclage also can be carried out as an extra stabilization device to enhance the stability of the osteosynthesis.

The bone must have stable anatomical reduction over a complete turn at the level of application or the compression produced by the wire will purpose the bone to collapse or fragment further.

Cerclage wiring is most suited to long oblique fractures where the length of the fracture is greater than two times the diameter of the bone at the fracture site. If the fracture line is greater than two times the diameter of the bone at the fracture site, the wire will achieve inter-fragmentary compression. If the length of the fracture line is much less than two times the bone diameter then shearing forces may be produced on the way to disrupt the fracture [6].

In recent literature, fracture fixation with cerclage wiring is known to be associated with implant-related complications due to secondary fracture displacement and implant migration [11]. Biomechanical studies have revealed that lag screw configurations are stiffer compared with cerclage wiring or cable systems [12]. Thus, we were concerned whether the circumferential cerclage would become reduced stiffness during static loading, especially in this idealized 3D bone model. Even 65 degrees bone fracture with loads in excess of physiological loads we were not able to detect too much loosening or migration.

Early weight-bearing regimes are related to decrease hazard of complications, for example better functional outcome at early levels of rehabilitation [13]. Modern fracture care prioritizes rapid return to function as well as patient autonomy and convenience, which can be enhanced by post-operative mobilization and weight-bearing to an extent the patient feels snug with [14].

Some limitations of this study need to be mentioned. Biomechanical in vitro studies have the inherent weakness that in vivo situation. However, it should be noted that the aim was to investigate the clinical trends rather than absolute values. Our load protocols included post-operatively acceptable values for moderate as well as excessive weight-bearing up to 800 N. Cerclage wiring is obviously limited to oblique or spiral fractures and has no further stabilizing effect in transverse or comminuted fractures.

References

1. A. Angelini and C. Battiato, "Past and present of the use of cerclage wires in orthopedics," *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.*
2. K. Gordon, M. Winkler, T. Hofstädter, U. Dorn, and P. Augat, "Managing Vancouver B1 fractures by cerclage system compared to locking plate fixation - a biomechanical study," *Injury*, vol. 47 Suppl 2, pp. S51-S57, Jun. 2016.
3. P. Codesido, A. Mejía, J. Riego, and C. Ojeda-Thies, "Subtrochanteric fractures in elderly people treated with intramedullary fixation: quality of life and complications following open reduction and cerclage wiring versus closed reduction."
4. C. Bliel et al., "More than a reposition tool: additional wire cerclage leads to increased load to failure in plate osteosynthesis for supracondylar femoral shaft fractures," *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, vol. 141, no. 7, pp. 1197-1205, Jul. 2021.
5. R. J. Boudrieau and K. R. Sinibaldi, "Principles of long bone fracture management," *Semin. Vet. Med. Surg. (Small Anim.)*, vol. 7, no. 1, pp. 44-62, 1992.
6. D. P. Akira Takeuchi, "World Small Animal Veterinary Association World Congress Proceedings, 2003," *VIN.com*, Jul. 2014.
7. "Probabilistic finite element analysis of the uncemented hip replacement—effect of femur characteristics and implant design geometry | Elsevier Enhanced Reader." [Online]. Available: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0021929009005582?token=687D07D3604D056188B9CAB6DDD98FFA96CBA761AB7294C7FBD2885A2544FB6A43D9FD59482B9AC73BF37058C93BEC76&originRegion=eu-west-1&originCreation=20211230094228>. [Accessed: 30-Dec-2021].
8. G. E. Cook et al., "Biomechanical optimization of the angle and position for surgical implantation of a straight short stem hip implant," *Med. Eng. Phys.*, vol. 39, pp. 23-30, Jan. 2017.
9. V. M. M. Lopes, M. A. Neto, A. M. Amaro, L. M. Roseiro, and M. F. Paulino, "FE and experimental study on how the cortex material properties of synthetic femurs affect strain levels," *Med. Eng. Phys.*, vol. 46, pp. 96-109, Aug. 2017.
10. J. M. Goffin, P. Pankaj, and A. H. Simpson, "The importance of lag screw position for the stabilization of trochanteric fractures with a sliding hip screw: a subject-specific finite element study," *J. Orthop. Res.*, vol. 31, no. 4, pp. 596-600, Apr. 2013.
11. M. Nienhaus, I. Zderic, D. Wahl, B. Gueorguiev, and P. M. Rommens, "A locked intraosseous nail for transverse patellar fractures: A biomechanical comparison with tension band wiring through cannulated screws," *J. Bone Jt. Surg. - Am. Vol.*, vol. 100, no. 12, p. E83, Jun. 2018.
12. H. S. Matloub, P. L. Jensen, J. R. Sanger, B. K. Grunert, and N. J. Yousif, "Spiral Fracture Fixation Techniques: A biomechanical study," [http://dx.doi.org/10.1016/0266-7681\(93\)90162-9](http://dx.doi.org/10.1016/0266-7681(93)90162-9), vol. 18, no. 4, pp. 515-519, Aug. 2016.
13. G. Meys et al., "A protocol for permissive weight-bearing during allied health therapy in surgically treated fractures of the pelvis and lower extremities," *J. Rehabil. Med.*, vol. 51, no. 4, pp. 290-297, 2019.
14. N. Dehghan et al., "Early weightbearing and range of motion versus non-weightbearing and immobilization after open reduction and internal fixation of unstable ankle fractures: A randomized controlled trial," *J. Orthop. Trauma*, vol. 30, no. 7, pp. 345-352, Jul. 2016.

5. Conclusion

The indications for cerclage as an exclusive implant were limited, while this simple technique is frequently used to secure femoral fractures, allografts and plates, especially in periprosthetic fractures. In conclusion, we demonstrated the stabilizing effect of different bone fracture angles cerclage materials.

The findings from this study favor a cable cerclage, as it was able to better reinforce osteosynthesis in terms of higher stiffness and reduced interfragmentary movements. Whether our results can be transferred into the clinical routine has to be investigated in further clinical studies. In this results, bone structure represents the actual femur anatomy and therefore, FEM analysis should take into account the properties of individual layers that constitute the femur for accurate analysis.



Ek -3 Akademik Özgeçmiş



REŞİT BUĞRA HÜSEMOĞLU

▼ Kişisel Bilgiler

İletişim Bilgileri

İletişim Adresi

Tel No

E-posta

İnternet Sayfası

Öğrenim Bilgileri

25 Ağustos 2017 - Şu Anda (7 yıl 4 ay)
Doktora, Doktora, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, BİYOMEKANİK (DR)
Diploma Numarası: -
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.85 / 4.0

01 Eylül 2013 - 01 Temmuz 2017 (3 yıl 11 ay)
Yüksek Lisans, Tezli Program, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, BİYOMEKANİK (YL) (TEZLİ)
Tez Başlığı: İnsan Vücudundaki Çeşitli Kıkırdak Dokuların Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi Ve Diğer Memelilerdeki Farklılıkların Ortaya Konulması
Tez Konusu: Doku Mühendisliğinde Yapay Ve Kısmi Yapay Dokuların Temelini Oluşturmak İçin İnsan Vücudundaki Çeşitli Kıkırdak Dokular (I. Menisküs, M. Menisküs, Asetabular Labrum) Ve Diğer Memelilerdeki (koyun, Dana) Kıkırdak Dokular Mekanik Testler İle İncelenip Mekanik Özellikleri Ortaya Konulması Amaçlanmıştır. Rejeneratif Tıp İle Beraber Üretilen Kıkırdak Dokuların Mekanik Gereksinimleri Belirlenmeye Çalışılmıştır. Deneylerde İnsan Kıkırdak Doku Numuneleri İçin Rutin Artroplastik Ameliyatları Esnasında Çıkarılan Materyaller Kullanılmıştır. Diğer Memeli Kıkırdak Dokuları Entegre Tesislerinden Elde Edilmiştir. Dokuların Mekanik Özelliklerini Belirlemek İçin Uygulanan Mekanik Testlerde, Bası Testi Test Cihazına Takılmak Üzere Geliştirilmiş Özel Yapım 3 Mm Kalınlığında Bir Indenter Kullanarak In Situ Girinti Testi İle Gerçekleştirilmiştir.
Tarih: 2017
Tez Danışmanı: AHMET KARAKAŞLI
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.5 / 4.0

Yabancı Dil Bilgileri

İNGİLİZCE (Okuma: İyi, Yazma: İyi, Konuşma: Orta)

> Bilimsel Teknolojik Faaliyet Alanları

✓ Ar-Ge Yetkinlik

Kitaplar

1. R. B. HÜSEMOĞLU, C. KIZMAZOĞLU & N. AYDIN, Üç Boyutlu Medikal Modelleme Teknikleri, A. ARSLANTAŞ [Editörler], Medikal İnovatif Teknolojiler(180 - 189): Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, 02 Şubat 2021, Kitapta Bölüm.

Makaleler

1. G. BAYSAN, P. A. YILMAZ, R. B. HUSEMOGLU, A. Z. ALBAYRAK, A. R. SISMAN & H. HAVITCIOGLU, Elderberry (<i>Sambucus nigra</i>) and hawthorn (<i>Crataegus oxyacantha</i>) extract additives in carboxymethyl chitosan scaffolds for osteochondral tissue engineering applications, JOURNAL OF APPLIED POLYMER SCIENCE, 2024, 0021-8995, 141, 28, 19.

2. S. CAPKIN, A. I. KILIC, R. B. HUESEMOGLU, M. AKDEMİR, G. ZEYBEK & A. KIRAY, Enhanced stability of the distal radioulnar joint with double suture button construct: a cadaveric study, JOURNAL OF ORTHOPAEDIC SURGERY AND RESEARCH, 2024, 1749-799X, 19, 1, 11.

3. O. GURAN, R. OZMANEVRA, R. B. HUSEMOGLU, H. HAVITCIOGLU & O. ALTINOZ, Intramedullary nailing at different distal tibial fracture levels: A biomechanical study, MEDICINE, 2024, 0025-7974, 103, 22, 4.

4. T. BULUT, O. N. EROGLU, B. HUSEMOGLU, Y. ONDER & A. TURGUT, Comparison of antegrade and retrograde cross pin fixation in the surgical treatment of pediatric supracondylar femur fractures: A biomechanical study, INJURY-INTERNATIONAL JOURNAL OF THE CARE OF THE INJURED, 2024, 0020-1383, 55, 2, 5.

5. B. A. AKDAG, B. AKDAG, E. IKIZOGLU, R. B. HÜSEMOĞLU, C. KIZMAZOĞLU, H. E. AYDIN & E. OZER, A Novel Training Model for Superficial Temporal Artery- Middle Cerebral Artery Anastomosis Using Microsurgical Techniques, World Neurosurgery, 2024, 1878-8769, 28, 12, 3828-3835.

6. E. AÇAN, S. AYDEMİR, G. TUKEL, M. ÖZCAN, R. B. HÜSEMOĞLU & O. HAPA, Impact of graft width and chondrolabral junction preservation on labral suction seal integrity in bovine hip models, European Review for Medical and Pharmacological Sciences, 2024, 2284-0729, 28, 12, 3828-3835.

7. G. BAYSAN, O. C. GUNES, C. TUREMIS, P. A. YILMAZ, A. K. OZENLER, M. PERPELEK, A. Z. ALBAYRAK, H. HAVITCIOGLU & B. CECEN et al., Using loofah reinforced chitosan-collagen hydrogel based scaffolds in-vitro and <i>in-vivo</i>; healing in cartilage tissue defects, MATERIALIA, 2023, 2589-1529, 31, 11.

8. F. A. OZTURK, C. DEMIRDOVER, R. B. HUSEMOGLU, S. CAKMAK, H. E. ULUKAYA & S. E. ATALMIS, A new 4-strand tendon repair technique in a rabbit Achilles tendon model: Is 4 better than 6?, ACTA ORTHOPAEDICA ET TRAUMATOLOGICA TURCICA, 2023, 1017-995X, 57, 2, 67-72.

9. E. ÖZGİRAY, R. B. HÜSEMOĞLU, C. ÇINAR, E. BOLAT, N. AKINTÜRK, H. BIÇEROĞLU & C. KIZMAZOĞLU, The Effect of Preoperative Three Dimensional Modeling and Simulation on Outcome of Intracranial Aneurysm Surgery, *Journal of Korean Neurosurgical Society*, 2023, 2005-3711, 66, 6, :875.
10. O. KALEMCI, C. KIZMAZOĞLU, S. OZYORUK, I. UZUNOĞLU, B. HUSEMOĞLU, M. ATAR, H. E. AYDIN & A. KARAKASLI, What is the Effect of Pedicle Screw Reinsertion Through the Same Trajectory on Pullout Strength?, *TURKISH NEUROSURGERY*, 2022, 1019-5149, 32, 4, 635-640.
11. O. HAPA, S. AYDEMİR, R. B. HUSEMOĞLU, B. YANIK, O. GURSAN, A. BALCI & H. HAVITCIOĞLU, Effects of degree of translation or rotation of acetabular fragment of periacetabular osteotomy procedure on pelvic X-ray parameters, *JOURNAL OF HIP PRESERVATION SURGERY*, 2022, 2054-8397, 9, 3, 172-177.
12. N. ACAR, A. KARAKASLI, O. GURSAN & R. B. HUSEMOĞLU, The evaluation of a de novo biplanar distal humerus plate: A biomechanical study, *JOINT DISEASES AND RELATED SURGERY*, 2022, 2687-4784, 33, 2, 345-351.
13. G. BAYSAN, O. C. GUNES, P. AKOKAY, R. B. HUSEMOĞLU, P. ERTUGRULOĞLU, A. Z. ALBAYRAK, B. CECEN & H. HAVITCIOĞLU, Loofah-chitosan and poly (-3-hydroxybutyrate-co-3-hydroxyvalerate) (PHBV) based hydrogel scaffolds for meniscus tissue engineering applications, *INTERNATIONAL JOURNAL OF BIOLOGICAL MACROMOLECULES*, 2022, 0141-8130, 221, 1171-1183.
14. O. C. GUNES, A. KARA, G. BAYSAN, R. B. HUSEMOĞLU, P. AKOKAY, A. Z. ALBAYRAK, B. U. ERGUR & H. HAVITCIOĞLU, Fabrication of 3D Printed poly(lactic acid) strut and wet-electrospun cellulose nano fiber reinforced chitosan-collagen hydrogel composite scaffolds for meniscus tissue engineering, *JOURNAL OF BIOMATERIALS APPLICATIONS*, 2022, 0885-3282, 37, 4, 683-697.
15. A. KARAKASLI, N. ACAR & R. B. HUSEMOĞLU, Biomechanical comparison of pullout strengths of six pedicle screws with different thread designs, *JOINT DISEASES AND RELATED SURGERY*, 2021, 2687-4784, 32, 1, 192-197.
16. U. KARABAY, R. B. HÜSEMOĞLU, M. YÜKSEL EĞRİLMEZ, S. AYDEMİR GÜNÇ, B. BAYKARA, S. ÇAĞIRAL & H. HAVITÇIOĞLU, Comparison of the Biological Behaviour of Human Dermal Fibroblasts seeded on 3D Printed Polylactic acid, Polycaprolactone and Polyethylene Terephthalate Scaffolds in vitro, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2021, 2687-3834, 3, 1, 7-13.
17. O. GURSAN, M. CELTIK, B. YANIK, R. B. HUSEMOĞLU & H. HAVITCIOĞLU, Three-Dimensionally-Printed Joint-Preserving Prosthetic Reconstruction of Massive Bone Defects After Malignant Tumor Resection of the Proximal Tibia, *CUREUS*, 2021, 2168-8184, 13, 3.
18. İ. ÖZSOYKAL, R. B. HÜSEMOĞLU & A. YURT, Radiological Evaluation of the Effects of Printing Parameters on 3D Printed Cylindrical LW-PLA Samples: Preliminary Results, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2021, 2687-3834, 3, 2, 28-34.
19. U. KARABAY, R. B. HUSEMOĞLU, M. Y. EGRİLMEZ & H. HAVITCIOĞLU, A Review of Current Developments in Three-Dimensional Scaffolds for Medical Applications, *TURKISH JOURNAL OF PLASTIC SURGERY*, 2021, 1300-6878, 29, 5, 38-43.

5, 38-43.

20. G. GÜRKAN, R. B. HÜSEMOĞLU & N. YÜCEER, Polymethylmethacrylate cranioplasty implant customized using a polylactic acid mold and prepared with a 3D printer: an example case, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2021, 2687-3834, 3, 1, 14-17.

21. I. UZUNOĞLU, C. KIZMAZOĞLU, G. GURKAN, C. UZUNOĞLU, M. ATAR, V. ÇAKIR, H. E. AYDIN, M. SAYIN & N. YUCEER et al., Three-Dimensional Printing Assisted Preoperative Surgical Planning for Cerebral Arteriovenous Malformation, *JOURNAL OF KOREAN NEUROSURGICAL SOCIETY*, 2021, 2005-3711, 64, 6, 882-890.

22. M. Y. EGRİLMEZ, U. KARABAY, S. AYDEMİR, B. BAYKARA & R. B. HÜSEMOĞLU, The cellular responses of human macrophages seeded on 3D printed thermoplastic polyurethane scaffold, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2021, 2667-8977, 3, 2, 40-45.

23. O. HAPA, Y. ISIN, M. TOKLONG, B. HUSEMOGLU, M. EDIZER & H. HAVITÇIOĞLU, Bare area on the trochanter and its correlations to gluteal tendon insertion dimensions, *JOURNAL OF HIP PRESERVATION SURGERY*, 2020, 2054-8397, 7, 1, 38-42.

24. N. D. DEMİRKIRAN & R. B. HÜSEMOĞLU, Finite Element Analysis of Unicondylar Knee Arthroplasty Combined with Proximal Fibular Osteotomy, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2020, 2687-3834, 2, 2, 121 - 126.

25. R. B. HÜSEMOĞLU, G. BAYSAN, C. TÜREMİŞ, O. GÜRSAN, O. HAPA & H. HAVITÇIOĞLU, 3D Printer Assisted Setup for Acetabular Labrum Biomechanics, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2020, 2687-3834, 2, 1, 103 - 108.

26. R. B. HÜSEMOĞLU, G. BAYSAN, P. ERTUGRULOĞLU, A. TUÇ YÜCEL & H. HAVITÇIOĞLU, The Mechanical Comparison of Artificial Bone and 3D Printed Bone Segments, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2020, 2687-3834, 2, 2, 127 - 130.

27. O. KALEMCİ, C. KIZMAZOĞLU, E. COŞKUN, R. B. HÜSEMOĞLU, M. ATAR, G. K. İSTAN, B. KILIÇARSLAN, B. ALKIŞ & H. E. AYDIN, Individualized Intracranial Tumor Models Created with 3D Printer, an Early Clinical Experience, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2020, 2687-3834, 2, 1, 97 - 102.

28. G. BAYSAN, R. B. HÜSEMOĞLU & H. HAVITÇIOĞLU, Cytotoxic Effects of Hawthorn and Elderberry Extracts on 3T3 Fibroblast Cell Line, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2020, 2687-3834, 2, 1, 63 - 66.

29. R. B. HÜSEMOĞLU, O. HALAÇ, O. HAPA, F. ERTEM, A. KARAKAŞLI & H. HAVITÇIOĞLU, Biomechanical Wear Tests in a Novel Hip Joint Simulator, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2019, 2667-8977, 1, 2, 57-62.

30. R. B. HÜSEMOĞLU, O. HALAÇ, O. HAPA, F. ERTEM, A. KARAKAŞLI & H. HAVITÇIOĞLU, Biomechanical Wear Tests in a Novel Hip Joint Simulator, 2687-3834, 2019, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 1, 2, 57 - 62.

31. R. B. HÜSEMOĞLU, O. HALAÇ, O. HAPA, F. ERTEM, A. KARAKAŞLI & H. HAVITÇIOĞLU, Biomechanical Wear Tests in a Novel Hip Joint Simulator, 2687-3834, 2019, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 1, 2, 57 - 62.

31. R. B. HÜSEMOĞLU, B. NALBANT, M. DILSİZ & H. HAVITÇIOĞLU, Customized Acetabular Labrum Mold Using a 3D Printing, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2019, 2667-8977, 1, 1, 16-20.
32. I. UZUNOĞLU, R. B. HÜSEMOĞLU, I. D. CINGOZ, C. KIZMAZOĞLU, M. SAYIN & N. YÜCEER, 3D Printer Assisted C1-C2 Posterior Spinal Fusion, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2019, 2667-8977, 1, 2, 63-66.
33. İ. D. CİNGÖZ, Ş. ÖZYÖRÜK, M. C. ŞAHİN & R. B. HÜSEMOĞLU, Surgery Dissector: Surgical Device Production With 3D Print Technology, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2019, 2667-8977, 1, 1, 16-20.
34. C. KIZMAZOĞLU, S. OZYORUK, R. B. HUSEMOGLU, O. KALEMCI, G. SOZER & B. SADE, Comparison of dural closure alternatives: an experimental study, *BRITISH JOURNAL OF NEUROSURGERY*, 2019, 0268-8697, 33, 6, 655-658.
35. C. KIZMAZOĞLU, H. E. AYDIN, I. KAYA, M. ATAR, B. HUSEMOGLU, O. KALEMCI, G. SOZER & H. HAVITCIOGLU, Comparison of Biomechanical Properties of Dura Mater Substitutes and Cranial Human Dura Mater : An In Vitro Study, *JOURNAL OF KOREAN NEUROSURGICAL SOCIETY*, 2019, 2005-3711, 62, 6, 635-642.
36. R. B. HÜSEMOĞLU, A. O. MUCUOĞLU, M. F. YUZBASI, E. COSKUN & E. ÖZER, 3D-Printer Assisted Transsphenoidal Hypophysectomy, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2019, 2667-8977, 1, 1, 30-27.
37. U. KARABAY, R. B. HÜSEMOĞLU, M. YÜKSEL EĞRİLMEZ & H. HAVITÇIOĞLU, 3D Printed Polylactic Acid Scaffold For Dermal Tissue Engineering Application: The Fibroblast Proliferation in vitro, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2019, 2667-8977, 1, 2, 51-56.
38. Ö. GÖNÜL GEYİK, B. NALBANT, R. B. HÜSEMOĞLU, T. ÜNEK, Z. YÜCE & H. HAVITÇIOĞLU, Investigation of Surface Adhesion of MCF-7 Cells in 3D Printed PET and PLA Tissue Scaffold Models, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2019, 2667-8977, 1, 2, 45-50.
39. N. D. DEMIRKIRAN, H. HAVITCIOGLU, A. ZIYLAN, U. CANKURT & B. HUSEMOGLU, Novel multilayer meniscal scaffold provides biomechanical and histological results comparable to polyurethane scaffolds: An 8 week rabbit study, *ACTA ORTHOPAEDICA ET TRAUMATOLOGICA TURCICA*, 2019, 1017-995X, 53, 2, 120-128.
40. H. E. AYDIN, C. KIZMAZOĞLU, I. KAYA, B. HUSEMOGLU, G. SOZER, H. HAVITCIOGLU & A. ARSLANTAS, Biomechanical Properties of the Cranial Dura Mater with Puncture Defects : An In Vitro Study, *JOURNAL OF KOREAN NEUROSURGICAL SOCIETY*, 2019, 2005-3711, 62, 4, 382-388.
41. C. KIZMAZOĞLU, R. S. ALTINAĞ, F. O. DURAK, E. COŞKUN, R. B. HÜSEMOĞLU, İ. KAYA, H. E. AYDIN, T. KANDEMİR & O. KALEMCI, 3D Printing Assisted Upper Thoracic Vertebral (T1-6) Fractures Instrumentation, *Journal of Medical Innovation and Technology*, 2019, 2667-8977, 1, 2, 40-44.
42. H. E. AYDIN, İ. KAYA, N. AYDIN, C. KIZMAZOĞLU, F. KARAKOÇ, H. YURT & R. B. HÜSEMOĞLU, Importance Of Three-dimensional Modeling In Cranioplasty, *The Journal of Craniofacial Surgery*, 2019, 1049-2275, 0, 0, 1.

43. C. KIZMAZOĞLU, H. E. AYDIN, İ. KAYA, R. B. HÜSEMOĞLU, O. KALEMCİ & E. ÖZER, Clinical Outcome Of Patients With Individualized 3d Printing Assisted C1-c2 Fusion, Osmangazi Journal of Medicine, 2019, 1305-4953, 41, 4, 413 - 420.

44. O. HAPA, N. D. DEMIRKIRAN, B. HUSEMOGLU, M. EDIZER & H. HAVITCIOGLU, Anatomic implications of lesser trochanterplasty, ACTA ORTHOPAEDICA ET TRAUMATOLOGICA TURCICA, 2018, 1017-995X, 52, 1, 54-57.

45. İ. D. ÇİNGÖZ, İ. KAYA, C. KIZMAZOĞLU, M. C. ŞAHİN, R. B. HÜSEMOĞLU, H. E. AYDIN & N. YÜCEER, Effects of Planning With Preoperative Three Dimensional Modelling in Transsphenoidal Endoscopic Pituitary Surgery On Surgical Success, INTERNATIONAL JOURNAL OF SCIENTIFIC RESEARCH, 2018, 2277-8179, 7, 10, 36-37.

46. N. AYDIN, İ. KAYA, R. B. HÜSEMOĞLU & A. ARSLANTAŞ, Torakal Vertebra Görüntülemesinde Simülasyon Ve Üç Boyutlu Modellemenin Radyolojik Tanı Ve Cerrahi Öncesi Planlama Üzerinde Etkileri, Osmangazi Journal of Medicine, 2017, 1305-4953, 39, 3, 58.

47. L. HOROZ, O. HAPA, F. A. BARBER, B. HUSEMOGLU, M. OZKAN & H. HAVITCIOGLU, Suture Anchor Fixation in Osteoporotic Bone: A Biomechanical Study in an Ovine Model, ARTHROSCOPY-THE JOURNAL OF ARTHROSCOPIC AND RELATED SURGERY, 2017, 0749-8063, 33, 1, 68-74.

Bildiriler

1. R. B. HÜSEMOĞLU, O. GÜRSAN & A. KARAKAŞLI, Hasarlı femurda sirküler kemik defektlerinin etkisinin incelenmesi: Biyomekanik çalışma, Sözlü Sunum, 2018 - 28th Turkish National Congress of Orthopedics and Traumatology, 30 Ekim 2018, 04 Kasım 2018, 78 - 78.

2. G. BAYSAN, O. ÇOLPANKAN GÜNEŞ, A. ZIYLAN, R. B. HÜSEMOĞLU & H. HAVITCIOĞLU, Composite structured different hydrogel meniscus scaffolds production and characterization , Sözlü Sunum, Uluslararası 9. Biyomekanik Kongresi, 19 Eylül 2018, 22 Eylül 2018.

3. A. KARAKAŞLI, R. B. HÜSEMOĞLU, B. UZUN & H. HAVITCIOĞLU, Distal Femur Periprotetik Krklarında Lateral Girişli İntramedüler Çivinin Biyomekanik Özellikleri , Sözlü Sunum, Uluslararası 9. Biyomekanik Kongresi, 19 Eylül 2018, 22 Eylül 2018.

4. C. KIZMAZOĞLU & R. B. HÜSEMOĞLU, Lomber disk ve lomber füzyon cerrahi tekniklerinin komşu disk mesafesinde oluşturduğu yükün belirlenmesi , Sözlü Sunum, Uluslararası 9. Biyomekanik Kongresi, 19 Eylül 2018, 22 Eylül 2018.

5. R. B. HÜSEMOĞLU, C. KIZMAZOĞLU, A. TUÇ YÜCEL & H. HAVITCIOĞLU, Mechanical Characterization of 3D Modelled Cortical and Cancellous Bone Properties, Poster Sunumu, 7th INTERNATIONAL MOLECULAR BIOLOGY and BIOTECHNOLOGY CONGRESS, 22 Nisan 2018, 25 Nisan 2018.

6. G. BAYSAN, A. ZIYLAN, R. B. HÜSEMOĞLU, A. KARA ÖZENLER, M. PERPELEK & H. HAVITCIOĞLU, Characterization of Meniscus Scaffolds Containing PHBV Nanofibers and Loofah Embedded in Chitosan, Sözlü Sunum, 7th INTERNATIONAL MOLECULAR BIOLOGY and BIOTECHNOLOGY CONGRESS, 22 Nisan 2018, 22 Nisan 2018.