

**FARKLI DİSTAL KİLİTLEME SİSTEMİNE SAHİP
İNTRAMEDÜLER FEMUR ÇİVİLERİNİN BİYOMEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN DENEYSEL OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

MEHMET AKİF İYİDİKER

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ**

**TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

TEMMUZ 2015

ANKARA

Fen Bilimleri Enstitü onayı

Prof. Dr. Osman EROĞUL

Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

Doç. Dr. Murat Kadri AKTAŞ

Anabilim Dalı Başkanı

Mehmet Akif İYİDİKER tarafından hazırlanan “Farklı Distal Kilitleme Sistemine Sahip İntramedüler Femur Çivilerinin Biyomekanik Özelliklerinin Deneysel Olarak Karşılaştırılması” adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Teyfik Demir

Tez Danışmanı

Tez Jüri Üyeleri

Başkan: Prof. Dr. İbrahim USLAN

Üye: Doç. Dr. Yusuf USTA

Üye: Doç. Dr. Teyfik DEMİR

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Mehmet Akif İYİDİKER

Üniversitesi : TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Enstitüsü : Fen Bilimleri
Anabilim Dalı : Makine Mühendisliği
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Teyfik DEMİR
Tez Türü ve Tarihi : Yüksek Lisans – Temmuz 2015

MEHMET AKİF İYİDİKER

**FARKLI DİSTAL KİLİTLEME SİSTEMİNE SAHİP İNTRAMEDÜLER
FEMUR ÇİVİLERİNİN BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN DENEYSEL
OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

ÖZET

İntramedüler çiviler, uzun kemiklerin shaft kısımlarının kırıklarının tedavisinde ve kemik uzatma işlemlerinde günümüzde yaygın olarak kullanılan implantlardır. İntramedüler çiviler yardımcı elemanlar tarafından desteklenirler. Bu elemanların en sık kullanılanı ve en önemlisi kilitleme vidalarıdır. İntramedüler çiviye proksimal ve distal uçlarından sabitleyen bu vidalar, dönmeye ve kırık hattında daralmaya karşı direnç sağlar. Böylelikle kırık daha çabuk iyileşir. İntramedüler çiviler zamanla hasara uğradığı gibi, kilitleme vidaları da hasara uğrar ve bu hasar çivi hasarına da sebep olabilir. Vida hasarları çoğunlukla distal kilitleme vidalarında görülmektedir. Distal vida hasarları yük kırığı veya yorulma kırığı şeklinde görülebilir. Bu hasarları en aza indirmek için farklı boyutlu veya farklı malzemelerden üretilmiş vidalar kullanıldığı gibi, bunların kemiğe farklı doğrultularda gönderilmesiyle de sonuç alınmaya çalışılmaktadır.

Bu tez kapsamında, temel olarak farklı distal kilitleme sistemine sahip iki çivileme sistemi biyomekanik deneyler uygulanarak karşılaştırılmıştır. Bu sistemlerden bir

tanesi geleneksel olarak kullanılan bir sistemdir, diğeri ise yeni tasarlanmış daha rijit bir distal kilitleme vidası içeren bir çivileme sistemidir. Her iki sisteme de statik burma, statik aksenal basma ve yorulma testleri uygulanmıştır. Her ne kadar yeni geliştirilen sistemde distal vida kırığı gözlenmese de, daha farklı problemlere yol açması ve deney sonuçlarında daha üstün çıkmaması sebebiyle geleneksel sistemin yerine geçemeyeceği kanaatine varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: İntramedüler Çivileme, Distal Kilitleme, Proksimal Kilitleme, Femur Şaft Kırıkları, Kemik Uzatma

University : TOBB University of Economics and Technology
Institute : Institute of Natural and Applied Sciences
Science Programme : Mechanical Engineering
Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Teyfik DEMİR
Degree Awarded and Date : M.Sc. – July 2015

MEHMET AKİF İYİDİKER

**EXPERIMENTAL COMPARISON OF BIOMECHANICAL PROPERTIES
OF INTRAMEDULLARY FEMORAL NAILS WITH DIFFERENT DISTAL
LOCKING SYSTEMS**

ABSTRACT

Intramedullary nails are widely used in the treatment of long bone's shaft fractures and extremity lengthening operations. Intramedullary nails are supported by different components. The most important and mostly used components are interlocking screws. These screws provide resistance against rotational movements and fracture line narrowing by locking the intramedullary nail both from proximal and distal ends. Thus, fracture line recovers faster. Some deformations may occur on intramedullary nail in time. Similar situations may also occur on interlocking screws and this may cause nail failure. Screw failures are generally seen on distal interlocking screws. Failure type can be seen as load failure or fatigue failure. Screws with different sizes or different materials are being manufactured to minimize these failures. These failures are also being minimized by implanting the screws on different directions.

Within the scope of this thesis, two nailing systems, which have basically different distal interlocking systems, were compared by applying biomechanical tests. One of these systems is traditionally used system and the other is newly designed nailing

system distally locked with a stiffer locking screw. Static torsional, static axial compression and fatigue tests were applied for both systems. No distal screw failure was detected in novel system, but it caused different problems and it did not show outstanding results. In conclusion, novel system is not reliable enough to substitute the traditional system.

Key Words: Intramedullary Nailing, Distal Interlocking, Proximal Interlocking, Femoral Shaft Fractures, Extremity Lengthening

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren hocam Doç. Dr. Teyfik Demir'e, araştırma bursu imkânı sağlayan TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi'ne, deneylerde kullanılan implantları temin eden TST Rakor ve Tıbbi Aletler San. Ve Tic. Ltd. Şti. ve Biomet Ltd. Şti.'ye, bu süreci sıkıntıya düşmeden geçirmemi sağlayan Labiotech Biyoteknoloji Laboratuvarları Protez San. Ve Tic. Ltd. Şti.'ye ve Hasan Hüseyin Demir'e, yardımlarını ve dostluklarını eksik etmeyen arkadaşlarım Doruk Demirel, İbrahim Burak Kaplan, Őafak Sakçak, Volkan Dikmen ve Biyomekanik Laboratuvarı'ndaki çalışma arkadaşlarım Cemile Baőgöl, Emre Oflaz, Fatma Kübra Erbay, Mustafa Özkaya, Ömer Faruk Güler, Ömer Faruk Yalım, Sercan Keskintaş, Volkan Cihan Okutan, Süleyman Baőer ve Kamil Aslan'a, sevgilerini her zaman yanımda hissettiğim anneanneme, anneme, babama ve ablalarımın teőekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ÇİZELGE LİSTESİ.....	x
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
KISALTMALAR	xiii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Genel Bilgiler	1
1.2. Femur Şaft Kırıkları ve Alt Ekstremitte Uzunluk Farkı.....	5
1.3. İntramedüler Çivi Uygulamaları	9
1.4. İntramedüler Çivilemede Distal Vida Kırığı	11
1.5. Tezin Amacı ve Kapsamı	16
2. YÖNTEM	17
2.1. Deneylerde Kullanılan Numunelerin Hazırlanması	17
2.2. Statik Burma Deneyleri	23
2.3. Statik Eksenel Basma Deneyleri	24
2.4. Yorulma Deneyleri	26
2.5. İstatistik Analizi	27
3. SONUÇLAR.....	28
3.1. Statik Burma Deneylerinin Sonuçları.....	28
3.2. Statik Eksenel Basma Deneylerinin Sonuçları	31
3.3. Yorulma Deneylerinin Sonuçları.....	40
4. DEĞERLENDİRME	43
4.1. Statik Burma Deneylerinin Sonuçlarının Değerlendirmesi.....	43
4.2. Eksenel Statik Basma Deneylerinin Sonuçlarının Değerlendirmesi	43
4.3. Eksenel Statik Basma Deneyleri Esnasında Elde Edilen Sonuçların Değerlendirmesi	45
4.4. Yorulma Deneylerinin Sonuçlarının Değerlendirilmesi.....	45
5. SONUÇ.....	48
6. KAYNAKLAR	50
ÖZGEÇMİŞ	57

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Geleneksel sisteme ait burma deneyi sonuçları.....	29
Çizelge 3.2. Yeni sisteme ait burma deneyi sonuçları.....	30
Çizelge 3.3. Geleneksel sisteme ait statik basma deneylerinin sonuçları.....	32
Çizelge 3.4. Yeni sisteme ait statik basma deneylerinin sonuçları.....	32
Çizelge 3.5. Geleneksel sisteme ait ölçülerdeki değişimler.....	39
Çizelge 3.6. Yeni sisteme ait ölçülerdeki değişimler.....	40
Çizelge 3.7. Geleneksel sisteme ait yorulma deneyi değerleri ve sonuçları.....	41
Çizelge 3.8. Yeni sisteme ait yorulma deneyi değerleri ve sonuçları.....	42
Çizelge 4.1. Burma deneylerine ait istatistik sonuçları.....	43
Çizelge 4.2. Statik basma deneylerine ait istatistik sonuçları.....	44
Çizelge 4.3. Ölçümlere ait istatistik sonuçları.....	45

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil		Sayfa
Şekil 1.1.	Üst ekstremite kemikleri.....	1
Şekil 1.2.	Alt ekstremite kemikleri.....	2
Şekil 1.3.	Femur kemiğinin yapısı.....	3
Şekil 1.4.	İnsan vücudunda düzlemler.....	4
Şekil 1.5.	İnsan iskeletinde yönler.....	4
Şekil 1.6.	Transvers femur shaft kırığı.....	5
Şekil 1.7.	Travma anında kemiğin maruz kalacağı yükler ve bunlara tepkisi.....	6
Şekil 1.8.	Winquist-Hansen kırık sınıflandırması.....	7
Şekil 1.9.	AO kırık sınıflandırması.....	8
Şekil 1.10.	Alt ekstremite uzunluk farkı olan yetişkin bir hasta.....	9
Şekil 1.11.	Boenisch'in çalışmasındaki distal kilitleme vidası kırıkları.....	12
Şekil 1.12.	Kırık yüzeyinin mikroskop görüntüsü, tipik bir yorulma kırığı...	13
Şekil 1.13.	Lucas'ın çalışmasındaki vida yerleşimleri.....	14
Şekil 1.14.	Yorulma kırık yüzeyi.....	15
Şekil 1.15.	Chan tarafından gönderilen blok vidası.....	15
Şekil 2.1.	Kullanılan modelin ölçüleri.....	17
Şekil 2.2.	Deneyler için kullanılacak modelin üzerinde işlem yapılmamış hali.....	18
Şekil 2.3.	Kullanılan implantlar ve el aletleri.....	19
Şekil 2.4.	Yeni sistemde kullanılan ortası kanallı distal kilitleme vidası.....	19
Şekil 2.5.	Giriş yerinin belirlenmesi ve pilot deliğin açılması.....	20
Şekil 2.6.	9 mm çaplı deliğin açılması.....	20
Şekil 2.7.	Deneysel kırık modeli.....	21
Şekil 2.8.	Yeni nesil vida için kılavuz tel yerleştirilmesi ve delik açılması..	21
Şekil 2.9.	Geleneksel sistemin işlemi bitmiş bir numunesi.....	22
Şekil 2.10.	Yeni sistemin işlemi bitmiş bir numunesi.....	22
Şekil 2.11.	Burma deney düzeneği.....	23
Şekil 2.12.	Eksenel basma deneyinin aparatları. a) Distal aparat. b) Proksimal aparat.....	24
Şekil 2.13.	Statik eksenel basma deney düzeneği.....	25
Şekil 2.14.	Statik basma deneyinde yapılan ölçümler.....	26
Şekil 2.15.	Yorulma deney düzeneğinde numune.....	27
Şekil 3.1.	Geleneksel sisteme ait burma deneyi tork-açı grafikleri.....	28
Şekil 3.2.	Yeni sisteme ait burma deneyi tork-açı grafikleri.....	29
Şekil 3.3.	İki sistemin kırılma torku değerlerinin karşılaştırmalı grafiği.....	30
Şekil 3.4.	İki sistemin kırılma açısı değerlerinin karşılaştırmalı grafiği.....	31
Şekil 3.5.	İki sistemin burulma rijitliği değerlerinin karşılaştırmalı grafiği.....	31
Şekil 3.6.	İki sistemin akma yüklerinin karşılaştırmalı grafiği.....	33
Şekil 3.7.	Akma noktasındaki yer değiştirmelerin karşılaştırmalı grafiği...	33
Şekil 3.8.	İki sistemin rijitlik değerlerinin karşılaştırmalı grafiği.....	34

Şekil 3.9.	Geleneksel sistemin birinci numunesinin boyutları.....	34
Şekil 3.10.	Geleneksel sistemin ikinci numunesinin boyutları.....	35
Şekil 3.11.	Geleneksel sistemin üçüncü numunesinin boyutları.....	35
Şekil 3.12.	Geleneksel sistemin dördüncü numunesinin boyutları.....	36
Şekil 3.13.	Geleneksel sistemin beşinci numunesinin boyutları.....	36
Şekil 3.14.	Yeni sistemin birinci numunesinin boyutları.....	37
Şekil 3.15.	Yeni sistemin ikinci numunesinin boyutları.....	37
Şekil 3.16.	Yeni sistemin üçüncü numunesinin boyutları.....	38
Şekil 3.17.	Yeni sistemin dördüncü numunesinin boyutları.....	38
Şekil 3.18.	Yeni sistemin beşinci numunesinin boyutları.....	39
Şekil 3.19.	Geleneksel sisteme ait sonsuz ömür eğrisi.....	41
Şekil 3.20.	Yeni sisteme ait sonsuz ömür eğrisi.....	42
Şekil 4.1.	Geleneksel sisteme ait distal vida kırığı örnekleri.....	46
Şekil 4.2.	Yeni sistemde görülen femur başı etrafındaki çatlaklar.....	47
Şekil 4.3.	Yeni sistemde görülen femur başı kırığı.....	47

KISALTMALAR

Kisaltmalar	Açıklama
TMZ	Titanyum-Molibdenyum-Zirkonyum
ELI	Extra Low Interstitials
UHMW-PE	Ultra High Molecular Weight Polyethylene
PE	Polyethylene

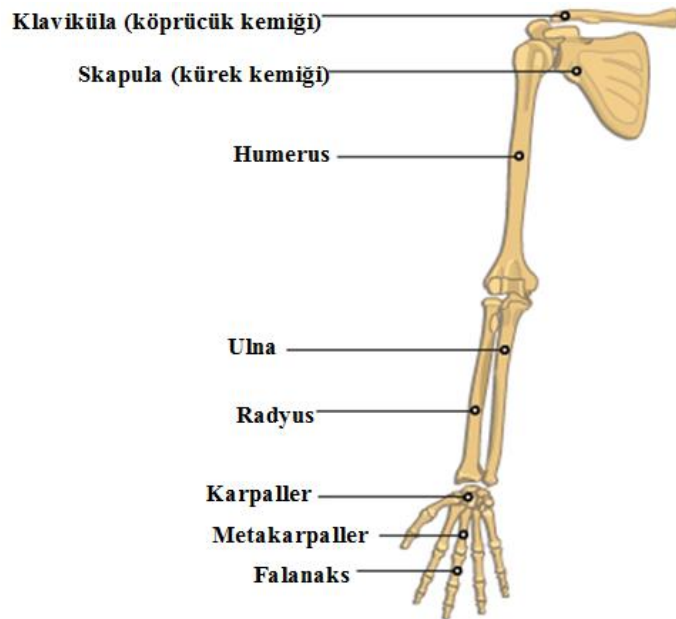
1. GİRİŞ

1.1. Genel Bilgiler

İnsan vücudunun kendi isteğiyle yer değiştirmesi, kaslar, kemikler ve eklemler olmak üzere üç unsurla sağlanır. Eklemler ve kemikler hareket ederken kaslara göre daha pasif durumda olurlar.

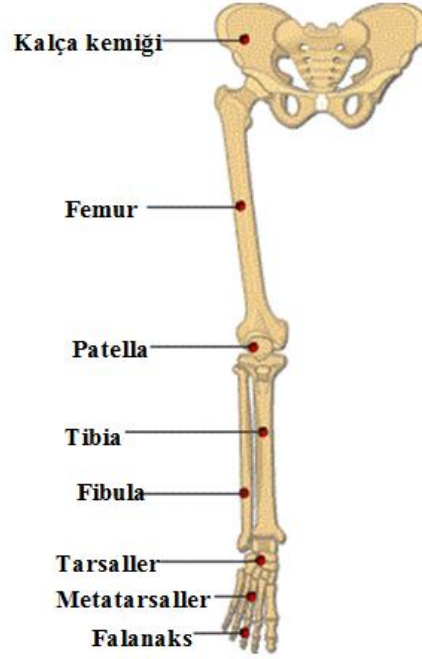
İnsan vücudunu oluşturan ve toplamda 206 tane olan kemikler *skeleton axiale* ve *skeleton appendiculare* olarak iki bölümde incelenir. Skeleton axiale, baş, boyun ve gövde iskeletini oluşturan kemiklerdir. Skeleton appendiculare ise alt ve üst ekstremitenin iskeletini oluşturan kemiklerdir [1].

Üst ekstremitate, omuz, kol, ön kol ve el bölgelerinden oluşur. Üst ekstremitate kemikleri clavícula, scapula, humerus, radius, ulna, carpaller, metacarpaller ve falanaks kemiklerinden oluşur. Kol bölgesinin iskeletini oluşturan humerus kemiği üst ekstremitenin en uzun ve en büyük kemiğidir. Ön kol bölgesinin iskeleti ise ulna ve radius kemiklerinden oluşur [1]. Humerus ve ulna kemikleri intramedülar çivi uygulanabilen kemiklerdir. Şekil 1.1’de üst ekstremitate kemikleri görülmektedir.



Şekil 1.1. Üst ekstremitate kemikleri [2].

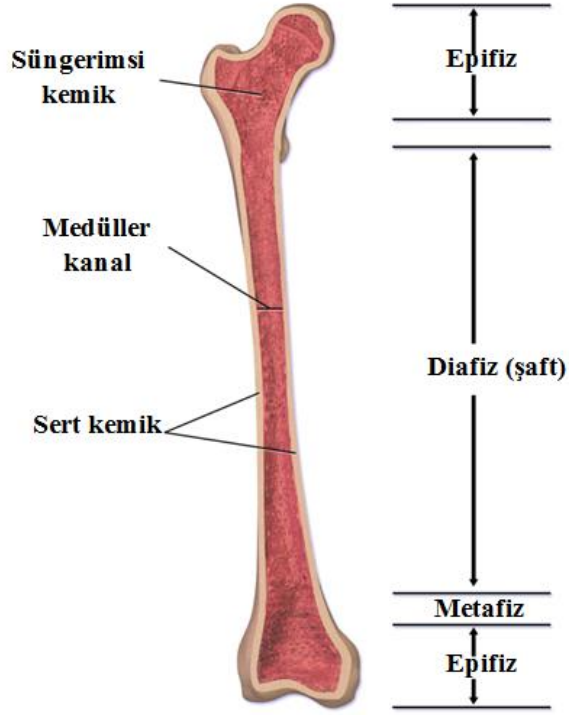
Alt ekstremitte, kalça, uyluk, bacak ve ayak bölgelerinden oluşur. Alt ekstremitte kemikleri, kalça kemikleri, femur, patella, tibia, fibula, tarsal, metatarsal ve falanaks kemiklerinden oluşur. Alt ekstremitedeki femur kemiği insan vücudunun en uzun kemiğidir [1]. Şekil 1.2’de alt ekstremitte kemikleri görülmektedir.



Şekil 1.2. Alt ekstremitte kemikleri [2].

Uzun kemikler, uzun birer şafttan ve bu şaftın iki ucunda, şafttan daha geniş ve komşu kemiklerle eklemleri oluşturan proksimal ve distal uçlardan oluşur.

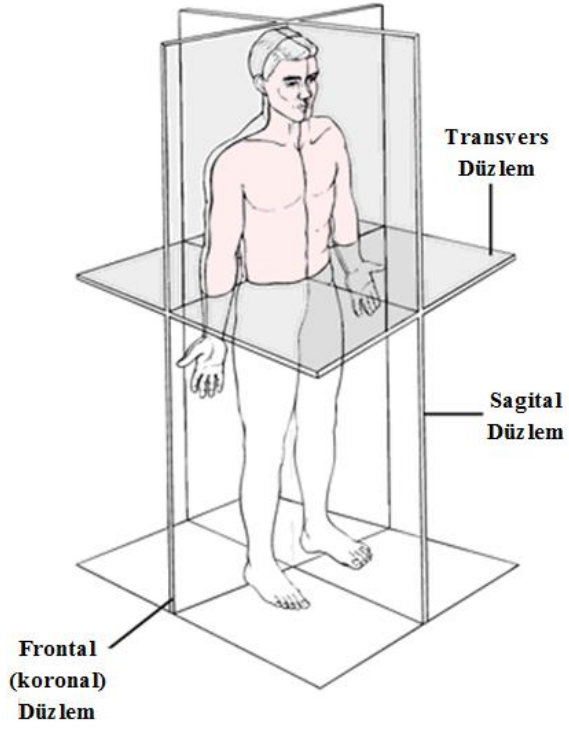
Uzun kemiklerin yapısı incelendiğinde, Şekil 1.3’teki gibi iki temel yapı görülür. Bunlardan ilki sert ve sağlam bir yapı olan kortekstir. Diğeri ise iç tabakada yer alan süngerimsi yapıdaki medulladır. Uzun kemiklerin gövde kısmına diafiz, uç kısımlarına epifiz, bu ikisi arasında kalan kısma ise metafiz bölgesi denir. Epifiz ile metafiz arasında kemiğin boyuna büyümesini sağlayan ve epifizyel çizgi adı verilen kıkırdak bir yapı vardır. Ayrıca uzun kemikler periost adı verilen ve kemiğin enine büyümesini sağlayan bir zarla kaplıdır [4].



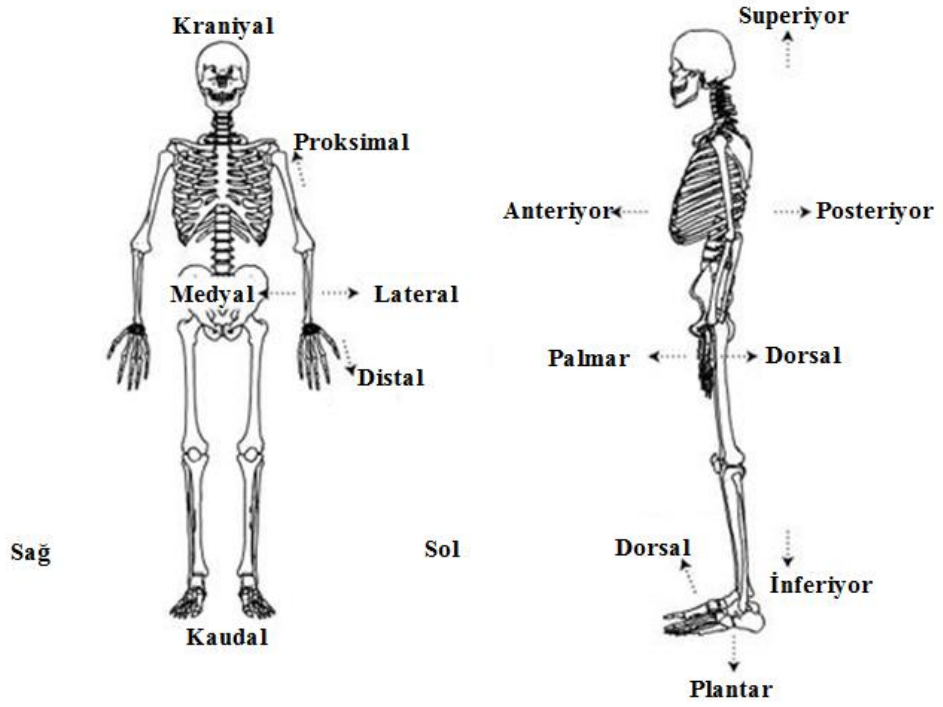
Şekil 1.3. Femur kemiğinin yapısı [3].

Kemik hücrelerine osteosit adı verilir. Osteositler lakuna adı verilen kemik boşluklarına yerleşirler. Kemik yapımını üstlenen hücreler ise osteoblast olarak adlandırılır. Osteoblastlar esas maddeyi ve lifleri sentezleyip dışarı verdiğinde osteoid dokusu oluşur. Osteoblasttan alkalen fosfataz sentez edilir ve hücre ortamına salınır. Salınan bu enzim sayesinde doku sert bir hale gelir ve bu dokuya osteoid doku adı verilir. Osteoklastlar ise kemik iliğinin monositlerinin bir araya gelmesiyle oluşan dev kemik yıkıcı hücrelerdir [4].

Tez kapsamında bilgiler verilirken Şekil 1.4 ve Şekil 1.5'te belirtilen düzlem ve yön isimleri kullanılacaktır. Uzun kemikler sagittal düzlemin sağ ve sol medyalinde simetrik olarak bulunurlar.



Şekil 1.4. İnsan vücudunda düzlemler [5].



Şekil 1.5. İnsan iskeletinde yönler [6].

1.2. Femur Şaft Kırıkları ve Alt Ekstremitte Uzunluk Farkı

Femur şaft kırıkları, trokanter minörün 5 cm aşağısından başlayıp, addüktör tüberküle kadar uzanan bölgedeki kırıkları kapsar. Femur şaft kırıkları gençlerde %75 oranında yüksek enerjili travmalar sonrası görülür. Femur şaft kırıkları doğrudan veya dolaylı etki mekanizmasıyla oluşur [7]. Şekil 1.6'de femur şaft kırığı örneği görülmektedir.

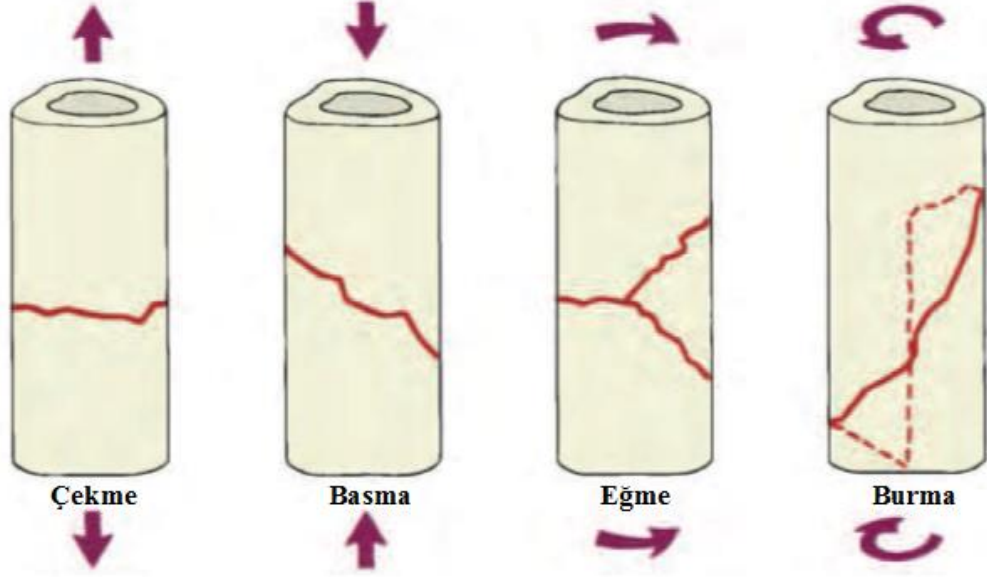


Şekil 1.6. Transvers femur şaft kırığı [7].

Doğrudan etki mekanizması genellikle genç erişkinlerde görülür. Kırık oluşumunda en çok rastlanan sebepler, trafik kazaları, iş kazaları, yüksekten düşme ve ateşli silahla yaralanmadır. Açık kırıklar da daha çok bu çeşit yüksek enerjili travmalar sonrası görülür [7].

Dolaylı etki mekanizması ise daha çok yaşlılarda ve düşük enerjili travmalarda görülür. Osteoporoz ve tümör gibi kemiğin mukavemetini düşüren ve kırık için patolojik zemin oluşturan hastalıklar başlıca sebeplerdir [7]. Etki mekanizmasına

göre; döndürme kuvvetleri sarmal, bükme kuvvetleri kısa eğri, çekme kuvvetleri ise Şekil 1.7’de görüldüğü gibi transvers kırık hattı oluşturur.



Şekil 1.7. Travma anında kemiğin maruz kalacağı yükler ve bunlara tepkisi [8].

Femur shaft kırıkları için çeşitli sınıflandırmalar vardır. Bunların bir kısmı kırık tipini sınıflandırır, bir kısmı da kemikteki kırıkla birlikte yumuşak dokudaki yaralanmayı da sınıflandırır. Winquist-Hansen ve AO tipi sınıflandırmalar kırık tipi göz önünde bulundurularak yapılmış sınıflandırmalardır.

Winquist-Hansen sınıflandırmasına, Şekil 1.8’te görüldüğü gibi beş tip femur shaft kırığı vardır:

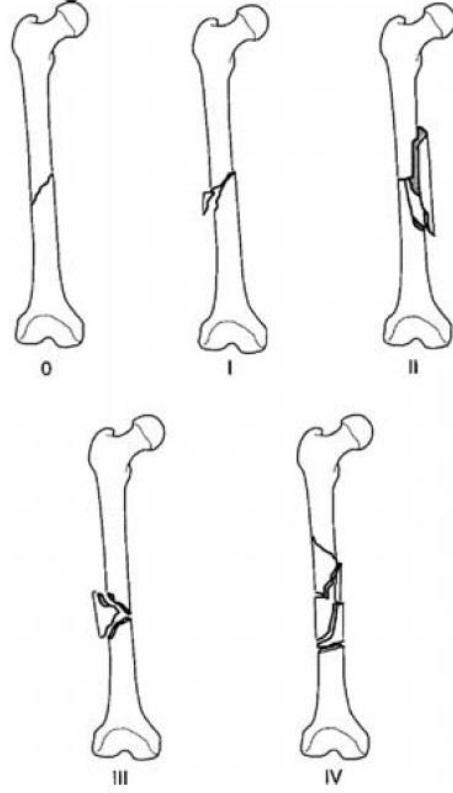
Tip 0: Parçalanma göstermeyen basit kırık

Tip I: Kemik genişliğinin %25’inden küçük kırık parçalı

Tip II: Kemik genişliğinin %50’sinden küçük kırık parçalı

Tip III: Kemik genişliğinin %50’si kadar veya daha büyük kırık parça bulunması ve ana kırık parçalar arası temasın %50’nin altında olması

Tip IV: Parçalanmış kırık



Şekil 1.8. Winqvist-Hansen kırık sınıflandırması [9].

AO sınıflandırması ise basit, kamalı ve kompleks kırıklar olmak üzere üç ana başlıkta sınıflandırılmıştır. Her bir kırık çeşidi de Şekil 1.9’te görüldüğü gibi kendi içinde üç sınıfa ayrılmaktadır:

A. Basit Kırıklar:

A1. Spiral

A2. Oblik

A3. Transvers

B. Kamalı Kırıklar:

B1. Spiral

B2. Bükülmeli

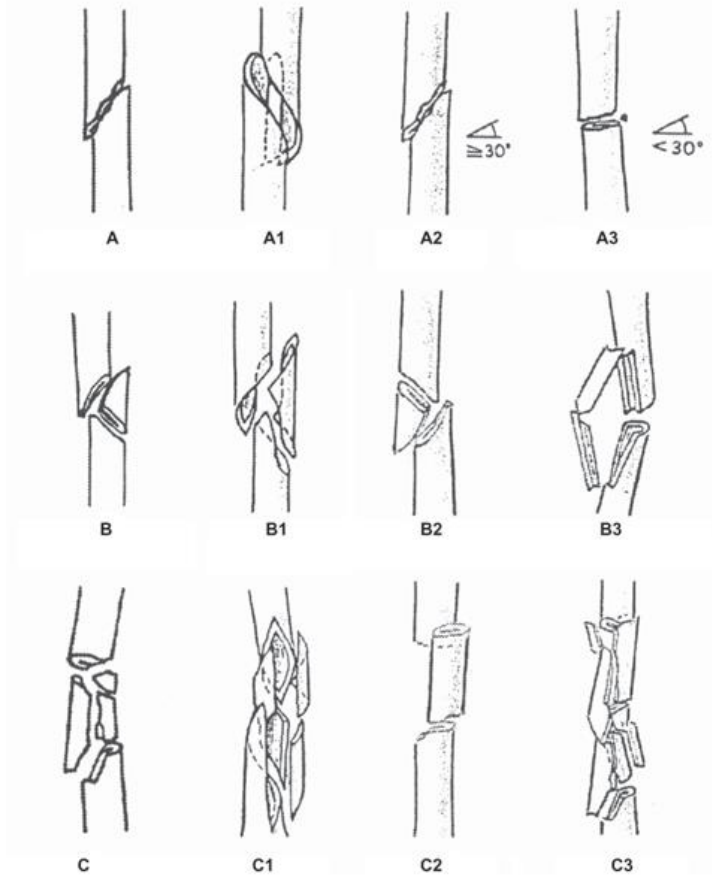
B3. Parçalı

C. Kompleks Kırıklar:

C1. Spiral

C2. Segmentli

C3. Çok parçalı (düzensiz)



Şekil 1.9. AO kırık sınıflandırması [10].

Alt ekstremitte uzunluk farkı, sadece bir görüntü problemi değildir. Aksamaya ve yürüme güçlüğüne sebep olduğu gibi, bütün iskelet sistemi üzerindeki olumsuz etkileri nedeniyle hastaların işlevsel kapasitelerini kısıtlamakta ve zamanla daha büyük biyomekanik sorunlara yol açmaktadır. Alt ekstremitte uzunluk farkı doğuştan olabilir veya travma sonrası rahatsızlıklar sonrasında görülebilir. Şekil 1.10'da alt ekstremitte uzunluk farkı olan bir hasta görülmektedir. Alt ekstremitte uzunluk farkı iki şekilde gerçekleşebilir. Bunlardan ilki tek ekstremitede büyümenin gecikmesi veya durmasıdır, diğeri ise tek ekstremitede büyümenin fazla uyarılmasıdır. Büyümenin gecikmesine kas-iskelet sistemindeki doğumdan gelen anormallikler, gelişmeyle ilgili problemler, tümörler, kemik veya eklem enfeksiyonları, travmalar

ve nöromüsküler hastalıklar sebep olabilir. Benzer etkiler büyümenin fazla uyarılmasına da sebep olabilir. Ek olarak, büyümenin fazla uyarılmasına epifizyal ve metafizyal bölgelerdeki fazla kan akışı da sebep olabilir [11].



Şekil 1.10. Alt ekstremite uzunluk farkı olan yetişkin bir hasta [11].

Alt ekstremitedeki uzunluk farklarının tedavisi için çeşitli yöntemler vardır. Bunlar, uzun bacağın epifizyodezi, ayakkabı yükseltme veya prostetik düzeltme, uzun kemiğin kısaltılması ve kısa kemiğin uzaltılmasıdır.

1.3. İntramedüler Çivi Uygulamaları

Femur kırıklarının tedavisinde [12-19] ve ekstremite uzatma ameliyatlarında [20-29] intramedüler çivi uygulaması yaygın bir yöntemdir. İlk modern tasarıma sahip femur çivisi Küntscher tarafından kullanılmıştır. Femur [23, 25, 27, 30], tibia [24-26, 29, 31], humerus [32], ulna [33-35] ve radyus [36-38] kemikleri intramedüler çivi uygulanabilen kemiklerdir.

Yetişkinlerde subtrokanterik ve suprakondiler bölgeler arasında yer alan açık, parçalı ve segmental kırıklar dahil tüm femur kırıklarının tedavisinde intramedüler çiviler kullanılabilir. İntramedüler çiviler, iyi stabilizasyon sağlaması, yüke ve harekete erken izin vermesi, uygulanırken yumuşak doku hasarının az olması, açılma ve rotasyonel deformite oranının az olması ve kırık kaynama hızının yüksek olması sebebiyle tercih edilmektedir [16, 39].

İntramedüler çivilerin önemli bir özelliği, şaft kırığı ile femur boyun kırıklarının birlikte olduğu durumlarda tek çiviyle her iki kırığa da müdahale imkanı tanınmasıdır.

İntramedüler çiviler harici fiksatorlerle birlikte de kullanılabilir. Ilizarov tekniği olarak bilinen sistem, bir adet halka fiksator, teller ve vidalardan oluşur [20, 23, 40-44, 47, 48]. Ilizarov tekniği ekstremitte uzatmada da çokça kullanılan bir yöntemdir. Ilizarov tekniği deformitenin miktarına bakılmaksızın uygulanabilir, yani çok düzlemlili deformasyonlarda da uygulanabilir [20, 23, 40-43, 48]. Ilizarov tekniğinin bazı olumsuz yanları da bulunmaktadır. Vida gönderimi esnasında nörovasküler hasar oluşumu, vidalama bölgesinde enfeksiyon, distraksiyon esnasında nörolojik yaralanma, kasın devamlı kasılma halinde kalması ve eklem rijitliği önemli olumsuz yanlarıdır [45]. Günümüzde artık intramedüler çivileme tek başına uygulanabildiği için bu problemler ortadan kalkmıştır.

İntramedüler çiviler oluklu ve oluksuz olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır. AO/ASIF, Brooker-Wills ve Klemm-Schellman çivileri oluklu; Russell-Taylor ve Derby çivileri oluksuz çivilerin başlıcalarıdır. Günümüzde AO/ASIF tipi oluklu çiviler daha çok kullanılmaktadır [46]. Bunların haricinde kilitli [30], kilitsiz [18, 49], esnek [18, 19, 22] ve motorize [24] çiviler de kullanılmaktadır.

Kilitli intramedüler çivilerde statik ve dinamik olmak üzere iki tip kilitleme sistemi mevcuttur. Statik kilitlemede hem distal hem de proksimal kilitleme uygulanır, daha çok stabilitesi zayıf kırıkların tedavisinde kullanılmaktadır. Dinamik kilitlemede ise proksimal veya distal kilitlemelerden birisi uygulanır, bu kilitlemenin amacı kırık hattına bir miktar yük binmesinin istenmesidir [41, 42].

İntramedüler çivilerin tasarımında bazı önemli noktalar vardır. Bunlar, çivi ile kemik arasındaki uyum, ikisi arasındaki temas yüzeyinin fazlalığı ve kemik içindeki dolaşımın korunmasıdır. Bu özellikleri sağlaması için yonca yapraklı veya kanallı tasarımlar geliştirilmiştir [28].

İntramedüler çivi uygulamalarında kemiğin kaynama süresi çivinin mekanik yorulma ömrü açısından oldukça önemlidir. Eğer kemik yeterli süre içinde kaynamazsa çiviye binen yük azalma göstermez, bu durum femur gibi kas yoğunluğunun fazla olduğu bölgelerde çivinin yorulmasına ve mekanik ömrünü tamamlamasına sebep olabilir.

İntramedüler çivi medüler kanala gönderilmeden önce medüler kanalı oymak gerekebilir. Oyma işleminin olumlu yanı, daha kalın ve sağlam bir çivi kullanılmasına imkan sağlaması ve çıkan kemiğin kırık bölge için kemik grefti olarak kullanılmasını sağlamasıdır. Ancak bazı hastalarda damar tıkanıklığı riski fazla olabileceği için her zaman oyma işlemi uygulanmaz.

1.4. İntramedüler Çivilemede Distal Vida Kırığı

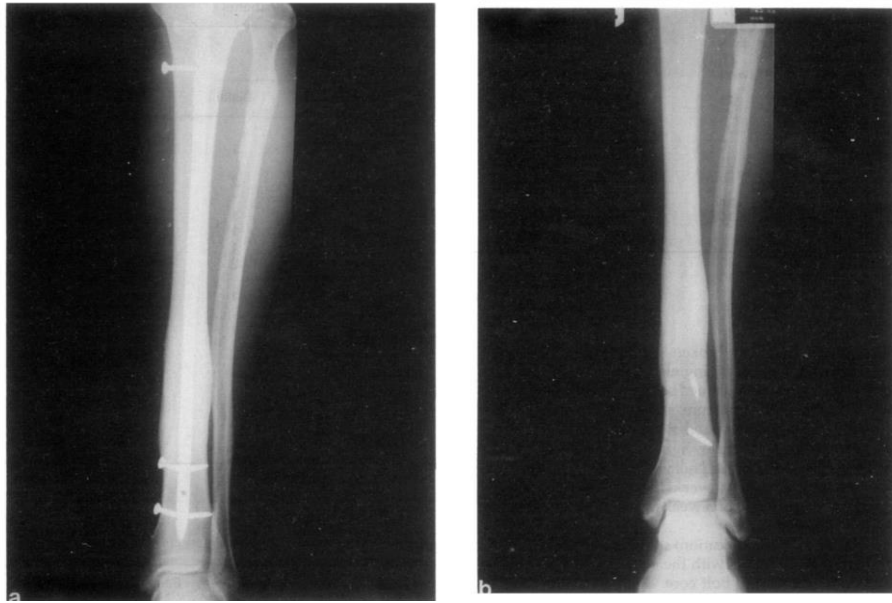
İntramedüler çiviler başka elemanlar tarafından desteklenebilirler. Bunlardan en çok kullanılanı proksimal ve distal kilitleme vidalarıdır. Kilitleme işlemi çivinin medulla içinde daha stabil olmasını sağlar, eksen kaçıklığını önler, eğme ve burma yüklerine karşı direnç sağlar. Kullanılan çiviye göre vida sayısı ve vidaların gönderilme açıları değişebilir.

İntramedüler çivilemede çivinin hasara uğraması sık rastlanan bir problemdir, ancak distal kilitleme vidalarının kırılması da çivi hasarına sebep olan önemli bir problemdir. Distal vida kırılmasının önüne geçmek amacıyla yeni vida tasarımları ve yeni vida gönderme açıları denenmektedir. Kilitleme vidası kullanılan çivileme sistemlerinde distal kilitleme vidaları stabilizasyonda önemli bir rol oynadığı için bu sorunun çözülmesi için çalışılmaktadır.

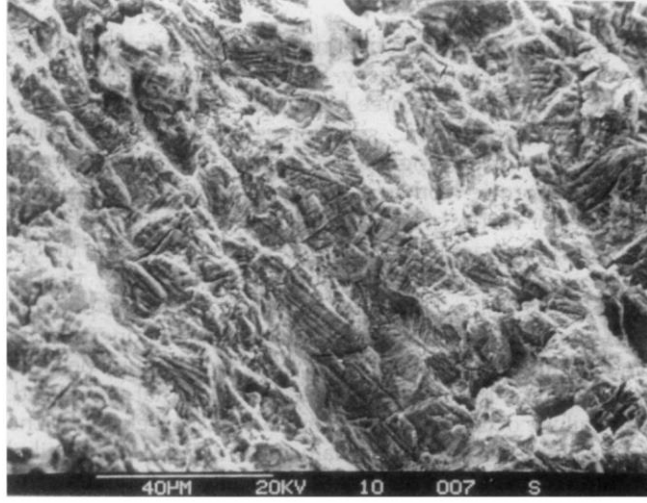
Knifel distal kilitleme vidasının sayısı ile ilgili bir çalışma yapmıştır. Çalışma bir adet ve iki adet distal kilitleme vidasıyla sabitlenmiş intramedüler çivileme sistemlerini kıyaslamaktadır. 22 hastada bir adet, 20 hastada ise iki adet 3.9 mm dış

aplı distal kilitleme vidası kullanılmıştır. Tek vida kullanılan hastaların %59.1'inde distal vida kırığı oluşmuştur. Çift vida kullanılan hastalarda ise bu oran %5'tir. Ayrıca bütün hastaların %17'sinde proksimal kilit vidası kırığı gözlenmiştir. Bunların çoğu çift distal vida kullanılan hastalardır, ancak aralarında anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir [50].

Boenisch'in yaptığı bir çalışmada distal kilitleme vidalarının yorulma özellikleri incelenmiştir. 66 tane hastanın 46 ay boyunca gözlendiği bu çalışmada 38 hastada statik kilitleme, 28 hastada ise dinamik kilitleme uygulanmıştır. Dinamik kilitleme yapılan hastaların altısında proksimal vida kırığı tespit edilmiştir. Statik kilitleme yapılan hastaların 17 tanesinde ise şekil 1.11'deki gibi distal vida kırığı tespit edilmiştir. Kırık yüzeyleri şekil 1.12'deki gibi incelendiğinde, kırıkların yorulma kırığı olduğu tespit edilmiştir [48].



şekil 1.11. Boenisch'in çalışmasındaki distal kilitleme vidası kırıkları [48].

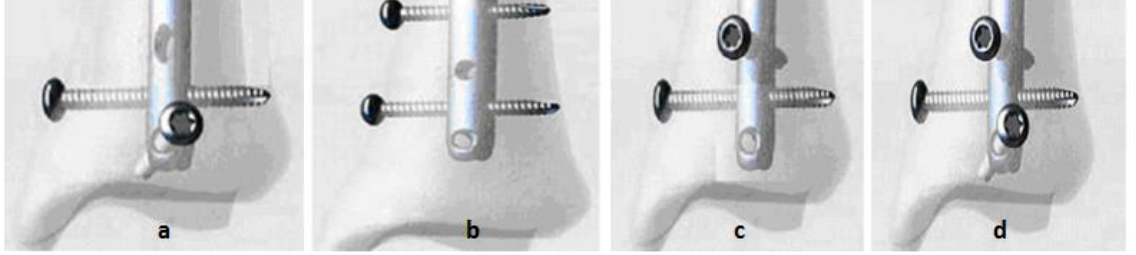


Şekil 1.12. Kırık yüzeyinin mikroskop görüntüsü, tipik bir yorulma kırığı [48].

Ramos ve arkadaşları yaptıkları çalışmada hem distal kilitleme vidalarının sayısını hem de vidaların gönderilme doğrultularını karşılaştırmıştır. İlk grupta mediolateral doğrultuda gönderilmiş iki vida, ikinci grupta ise ikisi mediolateral, diğeri anteroposterior doğrultuda gönderilmiş üç adet distal kilitleme vidası kullanılmıştır. 41 hastanın bulunduğu ilk grupta toplam dört hastada distal vida hasarı görülmüştür. 45 hastanın bulunduğu ikinci grupta ise herhangi bir hasar görülmemiştir. Ramos'un görüşüne göre iki vidalı sistem hem daha uygun maliyetlidir hem de ameliyatı daha kolaydır. Hatta basit kırıklar için tek distal kilitleme vidasının bile yeterli olabileceğini düşünmektedir [51].

Benzer ama daha kapsamlı bir çalışma da Lucas ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. İlk grup iki adet distal kilitleme vidası içermektedir, bunların biri mediolateral yönde, diğeri ise Şekil 1.13a'da görüldüğü gibi eğimli gönderilmiştir. Şekil 1.13b'de görülen ikinci grup, mediolateral yönde gönderilmiş iki vida tarafından kilitlemiştir. Üçüncü grup biri yine mediolateral, diğeri ise Şekil 1.13c'deki gibi anteroposterior yönde gönderilmiş toplam iki vidadan oluşmaktadır. Şekil 1.13d'de görülen dördüncü grup ise bir adet mediolateral, bir adet anteroposterior ve bir adet de eğimli gönderilmiş üç vida tarafından kilitlemiş intramedüler çivileme sistemidir. PVC, kompozit kemik ve kadavra kemiği üzerinde yapılan aksel basma ve burma deneylerinde ikinci ve dördüncü gruplar daha başarılı bulunmuştur ve daha iyi stabilizasyon sağladıkları

görülmüştür. Bu iki grup yakın sonuçlar vermiştir. Bu çalışmaya göre distal kilitleme vidalarının sayısından ziyade, gönderilme yönlerinin daha önemli olduğu sonucuna ulaşılmıştır [52].

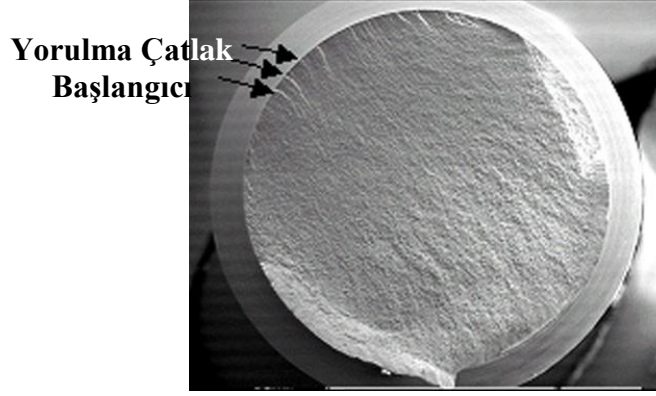


Şekil 1.13. Lucas'ın çalışmasındaki vida yerleşimleri [52].

Sayana tarafından yapılan bir çalışmada intramedüler çivilere eklenen ilave bir kilitleme vidasının kırık gerinimine ve stabilitesine etkisi üzerine deneyler yapılmıştır. Diafizyal kırık bölgesine yakın bir yerden ilave edilecek bir kilitleme vidasının, kırık bölgesi etrafındaki gerinimi azaltacağı ve burma stabilitesini de artıracığı öne sürülmüştür. Çivinin diafizyal bölgesine transvers düzlemde bir delik eklenmiştir. Bu delik çivinin proksimal ucunun 185 mm distaline açılmıştır. Her bir çivi distal ve proksimal uçlardan ikişer vidayla kilitlemiştir. Sonuç olarak, kırık bölgesinde gerinimi ve hareketi azalttığı için ilave vida uygulamasının kırık iyileşmesine olumlu etkileri olduğu belirtilmiştir [53].

Griffin ve arkadaşlarının hem vida boyutu hem de vidanın yapıldığı malzeme üzerine yaptığı çalışmada aksel basma yorulma yükü uygulanan numuneler karşılaştırılmıştır. 4.0 mm, 4.5 mm ve 5.0 mm çaplı Ti6Al4V, 3.7 mm ve 5.0 mm çaplı TMZ (titanyum-molibdenyum-zirkonyum), 4.5 mm ve 5.0 mm çaplı 316 paslanmaz çeliği, 3.9 mm ve 4.9 mm çaplı Ti6Al7Nb alaşım vidalar yorulma yüküne maruz bırakılmıştır. Bir milyon çevrim olarak belirlenen başarı sınırına üstün yorulma özellikleri sebebiyle sadece 5.0 mm çaplı TMZ'den yapılmış kilitleme vidası ulaşmıştır. Çalışmada, paralel olarak gönderilen iki adet distal kilitleme vidasının daha büyük çaplı bir vidadan yorulma performansı bakımından bir farkı

olmadığı ama en önemli değişkeninde vida çapı olduğu belirtilmiştir. Şekil 1.14'te çalışma sonunda elde edilen tipik bir yorulma kırık yüzeyi görülmektedir [54].



Şekil 1.14. Yorulma kırık yüzeyi [54].

Chan tarafından yürütülen bir çalışmada vida sayısının ve Şekil 1.15'te görülen blok vidasının etkisi belirlenmiştir. Çalışmada üç farklı sistem burma ve eksenel basma deneyleri uygulanarak karşılaştırılmıştır. İlk sistem üç adet bikortikal distal kilit vidası, ikinci sistem iki adet bicortical vida, üçüncü sistem ise iki adet bikortikal vida ve bir adet anteroposteriyor yönde gönderilmiş blok vidasını içermektedir. Çalışma sonucunda üç adet bikortikal distal kilit vidası kullanılmış sistemin daha iyi değerlere ulaştığı ve daha iyi stabilizasyon sağladığı tespit edilmiştir. Yapılan deneyler neticesinde iki adet bikortikal vida kullanılmış sistemler arasında anlamlı fark olmadığı görülmüştür. Bu çalışma blok vidasının etkisizliğini göstermektedir [55].



Şekil 1.15. Chan tarafından gönderilen blok vidası [55].

Gong [56] ve Hapa [57] tarafından yapılan çalışmalar bir ve iki vida ile kilitlenen intramedüler çivileme sistemlerini karşılaştırmaktadır. Her iki çalışmada da tek distal kilitleme vidasının yeterli olacağı, çift vidanın karmaşık kırıklarda kullanılmasının

gerekli olduğu vurgulanmıştır. Bu çalışmaların aksine, Karuppiyah'ın [58] yaptığı benzer çalışmada çift distal vidalı sistemin tek distal vidalı sistemden  kat daha fazla aksenal basma rijitliği gösterdiği belirtilmiştir.

Means, yaptığı çalışmada distal kilit vidalarının gönderilme yönlerinin çivileme sisteminin sağlamlığı üzerindeki etkisini göstermiştir. Dorsifleksiyon hareketini simüle eden bir yorulma düzeneği kullanılmıştır ve Lucas'ın aksine anteroposteriyor yönde gönderilen vidaların mediolateral yönde gönderilen vidalardan daha sağlıklı sonuçlar verdiği belirtilmiştir [59].

Bu çalışmalardan da görüldüğü gibi distal kilitleme sistemleri, intramedüler çivileme sistemleri açısından oldukça önemlidir.

1.5. Tezin Amacı ve Kapsamı

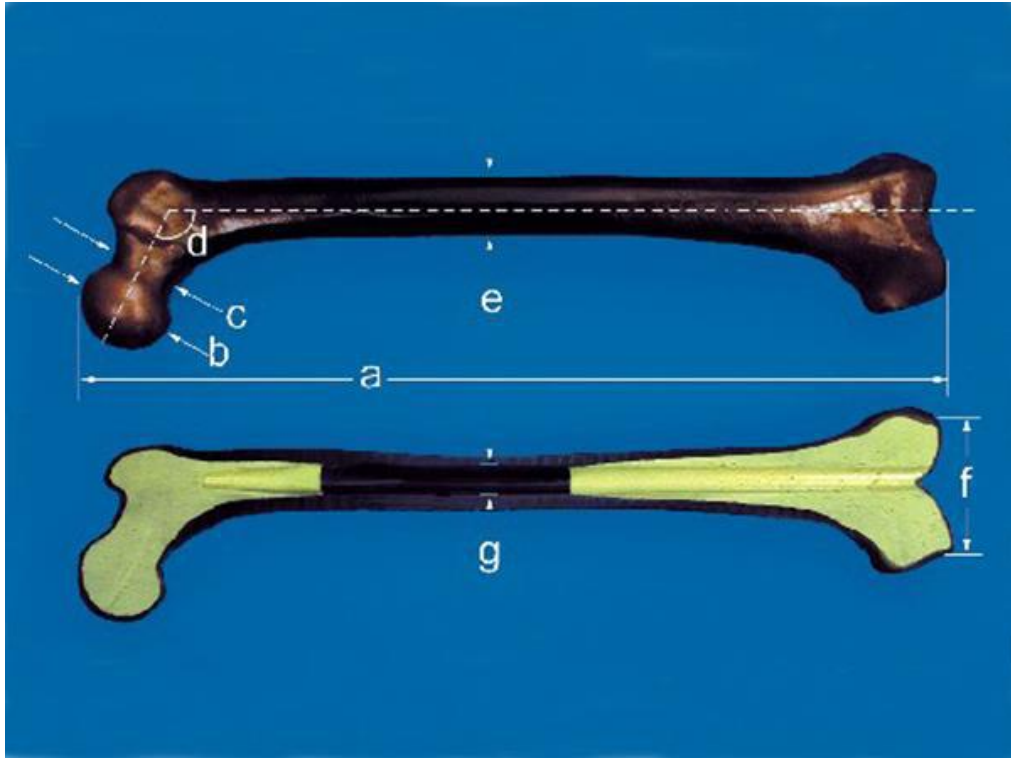
Bu tezin amacı, distal kilitleme sisteminin tasarımınnn, intramedüler çivileme sistemleri üzerindeki biyomekanik etkisini görmektir. Bu amaçla, yeni tasarlanan bir distal kilit vidası kullanılan bir sistem, geleneksel olarak kullanılan bir sistemle biyomekanik olarak karşılaştırılmıştır. İki sistem arasındaki temel fark distal kilitleme mekanizmasıdır. Geleneksel sistem iki adet distal kilit vidası içermektedir. Yeni sistem ise daha rijit ve daha geniş çaplı bir vida tarafından kilitlenmıştir. Bu iki sistemi kıyaslamak amacıyla, aksenal statik basma, yorulma ve burma deneyleri uygulanmıştır.

2. YÖNTEM

Bu bölümde, biyomekanik deneyler için kullanılacak femur modellerinin hazırlanması, kilitlemede kullanılan implantların özellikleri, statik basma, yorulma ve burma deneylerindeki değişkenler hakkında bilgiler verilecektir.

2.1. Deneylerde Kullanılan Numunelerin Hazırlanması

Deneyleri gerçekleştirmek amacıyla, Şekil 2.1’de görülen, biyomekanik araştırmalar için üretilmiş, 375 mm uzunluğa sahip, 9.5 mm medulla çapına sahip, 30 adet dördüncü nesil kompozit femur modeli kullanılmıştır.



Şekil 2.1. Kullanılan modelin ölçüleri [60].

Kullanılan modelin ölçüleri: $a=375$ mm, $b=37$ mm, $c=25$ mm, $d=130^\circ$, $e=20$ mm, $f=55$ mm, $g=9.5$ mm şeklindedir [60].

Şekil 2.2’de görülen dördüncü nesil kompozit (rijit poliüretan köpük) Sawbones (Sawbones TM, Pasific Research Laboratories, Malmö, Sweden) modelleri, katı ve

gözenekli olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Gözenekli kısmın yoğunluğu, basma dayanımı ve basma modülü sırasıyla 320 kg/m^3 , 5.40 MPa ve 0.137 GPa 'dır. Aynı özellikler katı kısım için sırasıyla 270 kg/m^3 , 6.00 MPa ve 0.155 GPa 'dır [60]. Kompozit modeller biyomekanik deneylerde sıklıkla kullanılmaktadır. Dördüncü nesil modellerle birlikte mekanik davranışları gerçek insan kortikal kemiğine iyice yaklaşmıştır. Heiner tarafından kompozit modellerle gerçek insan kemiğinin bazı mekanik özelliklerini belirlemek için yapılan bir çalışmada, dördüncü nesil kompozitlerin çekme elastik modülü, çekme dayanımı, basma elastik modülü ve basma dayanımı sırasıyla 16.0 GPa , 107 MPa , 16.6 GPa ve 154 MPa olarak bulunmuştur. Aynı özellikler insan kortikal kemiği için sırasıyla 17 GPa , 130 MPa , 17 GPa ve 170 MPa olarak bulunmuştur [60]. Heiner kompozit modellere eğme, aksenal basma ve burma yüklerini uygulayarak rijitliğini belirlemiştir. İnsan femur kemiğinin ve kompozit femur modelin aksenal rijitliğini sırasıyla $2.48 \mu\text{m}$ ve $1.86 \mu\text{m}$, burma rijitliğini ise sırasıyla $4.41 \text{ Nm}^2/\text{deg}$ ve $3.21 \text{ Nm}^2/\text{deg}$ olarak hesaplamıştır [61, 62]. Biyomekanik araştırmalarda kompozit model kullanımı standart ölçümler yapmak ve istatistiki olarak anlamlı sonuçlar elde etmek açısından olumlu bir durumdur. Gerçek kemik kullanımında bütün numunelerde ölçülerin farklı olması ve kemik kalitesi değişkenliği sebebiyle kıyaslamada sağlıklı sonuçlar elde edilemeyebilir.



Şekil 2.2. Deneyler için kullanılacak modelin üzerinde işlem yapılmamış hali.

İmplant olarak, Şekil 2.3'te görülen, TST ve BIOMET firmaları tarafından sol femur kırıkları için üretilmiş intramedüler çiviler, distal ve proksimal kilit vidaları ve el aletleri kullanılmıştır. Kompozit femur modellerinde kullanılan intramedüler femur çivileri 9 mm çapındadır. Femur kemiğinin anatomik yapısına uygun olarak üretilmiş bu çivilerin eğrilik yarıçapı 2200 mm'dir. Geleneksel sistemde, proksimal kilitleme için 6.5 mm çaplı, distal kilitleme için 4.5 mm çaplı kortikal vidalar kullanılmıştır. Distaldeki vidalardan üstteki 45, alttaki ise 60 mm uzunluğundadır. Yeni sistemde kullanılan proksimal kilitleme vidaları 6.5 mm çap uzunluğuna sahiptir ve 45 ve 50 mm boyundadır. Distal kilitlemeyi sağlayan 13 mm çapında 60 mm uzunluğundaki vida ortasında sagittal düzlemde, Şekil 2.4'te görüldüğü gibi bir kanal bulundurmaktadır. Bu kanaldan intramedüler çivi gönderildikten sonra kalın vidanın medyal ve lateral uçlarındaki kanallardan 6 mm çaplı tespit vidaları gönderilmektedir. Bu vidaların amacı çivinin kanalda sabit tutulmasıdır. Kullanılan implantların tamamı Ti6Al4V alaşım malzemesi kullanılarak imal edilmiştir.



Şekil 2.3. Kullanılan implantlar ve el aletleri.



Şekil 2.4. Yeni sistemde kullanılan ortası kanallı distal kilitleme vidası.

Her iki sistem için fossa priformis işaretlenerek delme işlemi buradan yapılmıştır. Öncelikle Şekil 2.5'te görüldüğü gibi pilot delik açılmış, daha sonra çivilere uygun olacak şekilde 9 mm matkap ucu ile Şekil 2.6'te belirtildiği gibi intramedüler kanal genişletilmiştir.



Şekil 2.5. Giriş yerinin belirlenmesi ve pilot deliğin açılması.



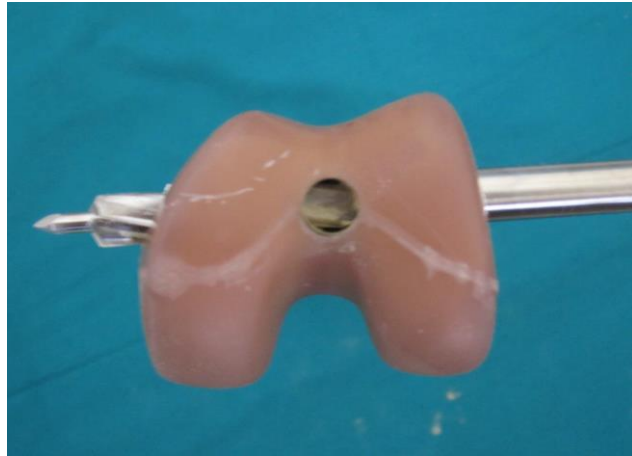
Şekil 2.6. 9 mm çaplı deliğin açılması.

İntramedüler kanal açıldıktan sonra shaftın (diafiz) orta noktası işaretlenip kesilmiştir ve böylece Şekil 2.7’de görülen kırık modeli oluşturulmuştur.



Şekil 2.7. Deneysel kırık modeli.

Yeni nesil vidanın distaldeki gönderilme yeri önemli olduğu için, kondillere paralel ve medullar kanalı ortalayacak şekilde kılavuz tel gönderilmiş ve tel üzerinden medyal ve lateral korteks oyulmuştur. Bu vidanın lateral kısmı daha kalın olduğu için daha kalın ikinci bir matkap ile lateral korteks Şekil 2.8’deki gibi tekrar oyulmuştur.



Şekil 2.8. Yeni nesil vida için kılavuz tel yerleştirilmesi ve delik açılması.

Standart uygulama takip edilerek öncelikle çiviler kanallardan gönderilmiştir. Parçalı kırık modelini temsil etmesi için 10 mm'lik kırık hattı oluşturulmuştur, daha sonra kılavuzlar yardımıyla proksimal ve distal vidalar yerleştirilmiştir. Bu işlemle birlikte geleneksel ve yeni sisteme ait numuneler Şekil 2.9 ve 2.10'da görüldüğü gibi deneye hazır hale gelmiştir.



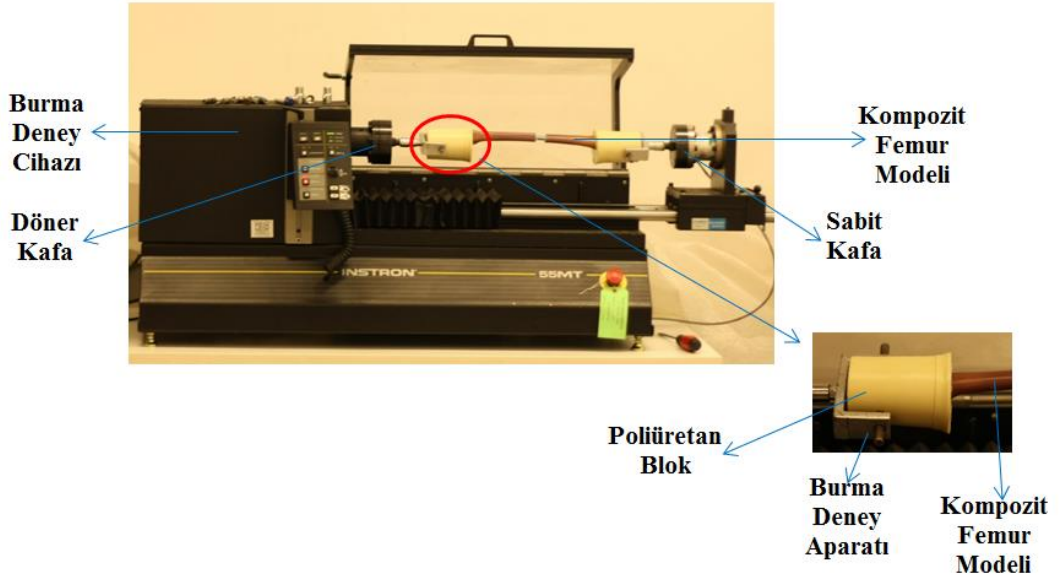
Şekil 2.9. Geleneksel sistemin işlemi bitmiş bir numunesi.



Şekil 2.10. Yeni sistemin işlemi bitmiş bir numunesi.

2.2. Statik Burma Deneyleri

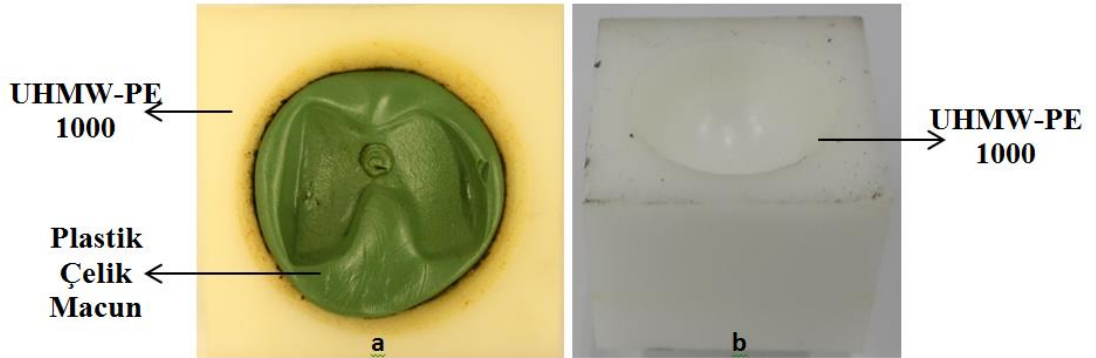
Burma deneyleri için her iki sistemden beşer adet numune hazırlanmıştır. Femur modellerini burma deneyi cihazına sağlıklı bir şekilde sabitleyebilmek amacıyla modeller, proksimal ve distal uçlarından poliüretan malzeme içine gömülmüştür. Kullanılan poliüretan malzeme çift bileşenlidir. Poliöl ve izosiyanat malzemelerinin karıştırılması ve kısa sürede sertleşmesiyle oluşmaktadır. Bu malzeme kalça ve diz protezlerinin biyomekanik deneylerinde kullanılabilir uygun elastik modüle sahiptir. Bu nedenle bu deneylerde kullanılması yaygındır. Bütün modeller kalıplara eşit miktarda ve anatomik duruş açısına uygun bir şekilde gömülmüştür. Oluşturulan karışım sertleştikten sonra transvers düzlemde, her iki uçtan 30 mm uzaklıkta, 10.5 mm çaplı delikler açılmıştır. Numuneler deney cihazına Şekil 2.10'de görüldüğü gibi çelik deney aparatları ve 10 mm çaplı miller kullanılarak tutturulmuştur. Deneyler, Instron 55MT statik burma deney cihazı yardımıyla, 2 deg/s açısal hızla gerçekleştirilmiştir. Deneyler hasar oluşana kadar devam ettirilmiştir. Her bir numune için tork-açı grafikleri cihazın yazılımı aracılığıyla elde edilmiştir. Bu grafiklerden burma dayanımı ve burma rijitliği hesaplanmıştır.



Şekil 2.11. Burma deney düzeneği.

2.3. Statik Aksenal Basma Deneyleri

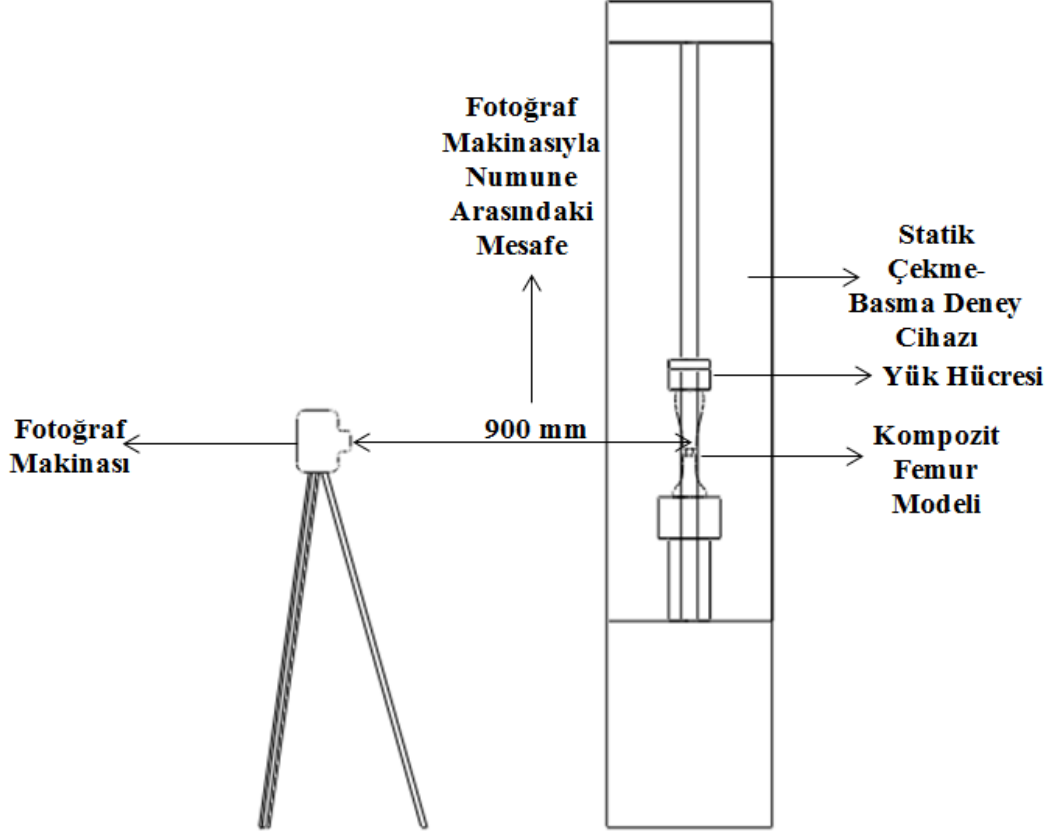
Statik basma deneyleri için her iki sistemden beşer numune hazırlanmıştır. Deneylerde kullanılmak üzere proksimal ve distal aparatlar hazırlanmıştır. Femur modellerinin sağlıklı bir şekilde denenebilmesi için, yüksek yoğunluklu polietilen (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) (UHMW-PE 1000) malzemesi kullanılarak Şekil 2.11'deki, femurun proksimal ve distalindeki düzgün olmayan geometrilerine tamamen uygun aparatlar imal edilmiştir. Anatomik uygunluğu sağlamak amacıyla distaldeki aparatın içine plastik çelik macun koyulmuş ve femur modellerinden biri anatomik açıya uygun olarak macuna bastırılmıştır. Macun sertleştiğinde bütün modeller tam bir uyumla aparatlara oturmuştur. Bu aparatların malzemeleri, deney sonuçlarını etkilememek için, biyomekanik deneylere uygun, iyi mekanik özelliklere sahip malzemelerden seçilmiştir. PE 1000'in yoğunluğu 930 kg/m^3 , sertlik değeri 38 MPa, akma dayanımı 20 MPa, kopma dayanımı 40 MPa ve elastikiyet modülü 0.6 GPa'dır. Plastik çelik macunun sertlik değeri 85 Shore D, çekme dayanımı 22.2 MPa, elastikiyet modülü 5.86 GPa, basmadaki akma dayanımı 57 MPa ve yapışma bağ dayanımı 19.3 MPa'dır.



Şekil 2.12. Aksenal basma deneyinin aparatları. a) Distal aparat. b) Proksimal aparat.

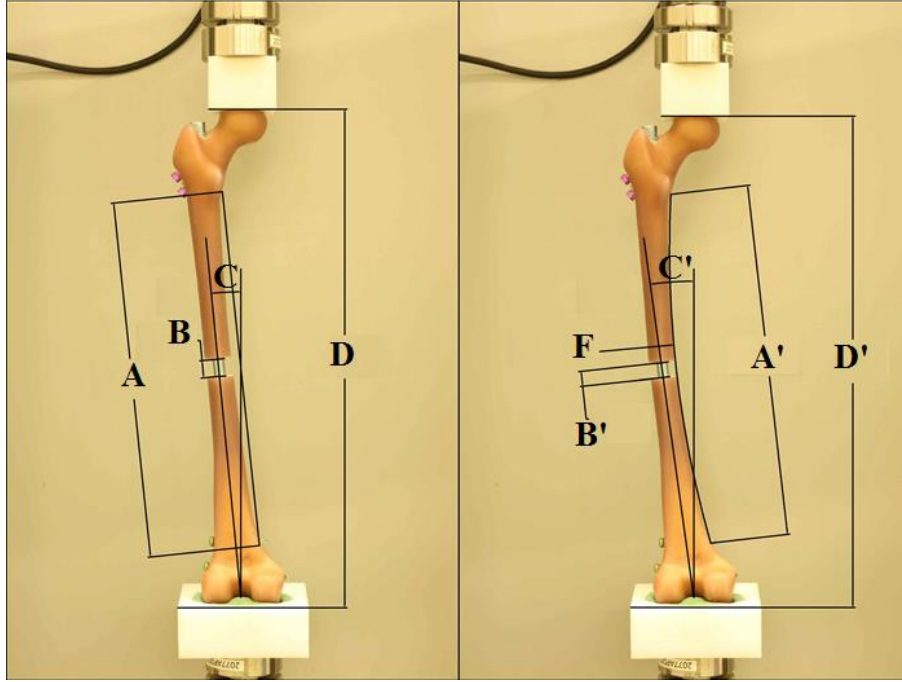
Deneyler Instron 3300 statik çekme-basma cihazı kullanılarak, 5 mm/dk sabit basma ilerleme ile gerçekleştirilmiştir. ISO 7206-4 standardına göre, kalça protezlerinin primer stemleri 2300 N, yenileme stemleri 1200 N yükte deney edilmektedir [63]. Deneyler, bu yükler referans alınarak 2300 N yük değerine ulaşıncaya kadar devam ettirilmiştir. Deney esnasında seri fotoğraf çekimleri yapılmıştır. Fotoğraf makinası,

Şekil 2.12’de görüldüğü gibi, denenen numuneyi ve deney cihazını dik ve merkezi olarak odaklayacak şekilde tripod yardımıyla sabitlenmiştir. Kamerayla deney numunesi arasındaki mesafe 900 mm’dir.



Şekil 2.13. Statik aksenal basma deney düzeneği.

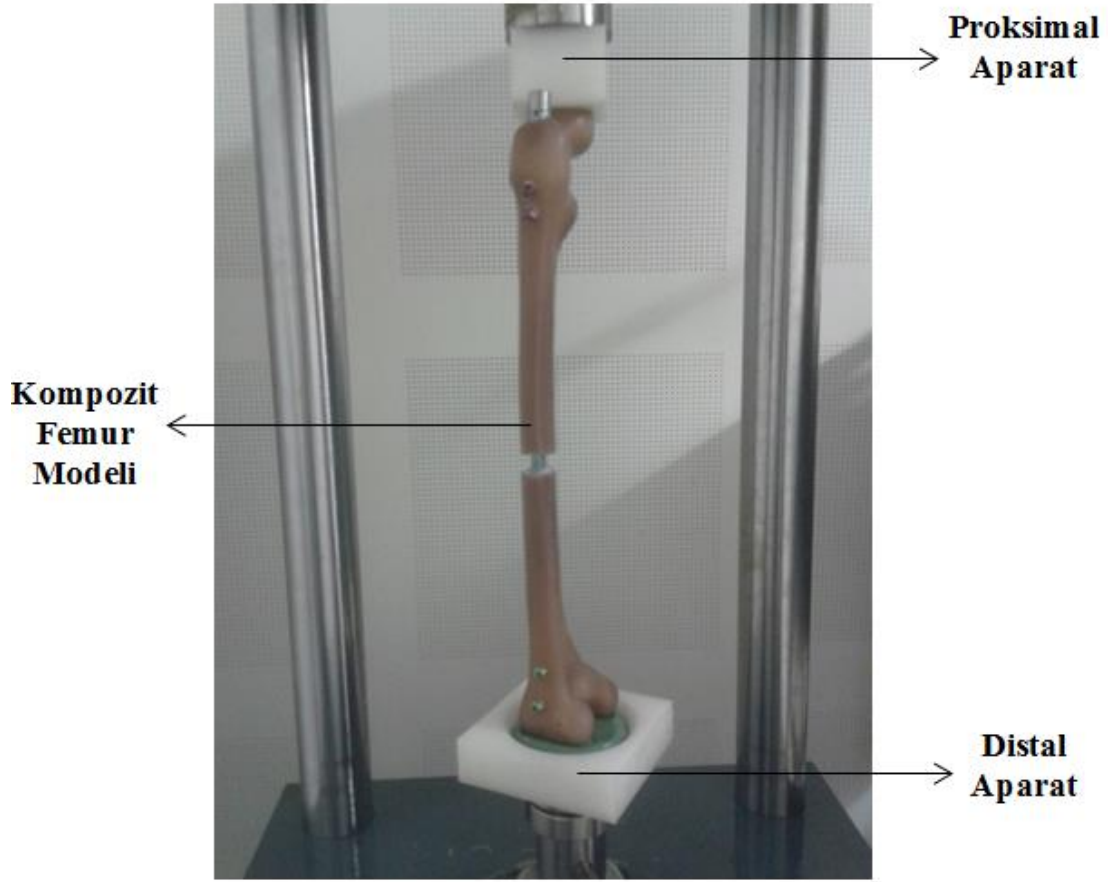
Deney sonunda, her bir numuneye ait yük-yer değiştirme grafikleri, deney cihazının bilgisayar yazılımı aracılığıyla elde edilmiştir. Bu grafiklerden akma yükü ve rijitlik değerleri hesaplanmıştır. Ayrıca, her bir numunenin çekilen fotoğraflarından ilki ve sonuncusu seçilip, bunlar üzerinde Autocad programı kullanılarak Şekil 2.14’te belirtilen ölçümler yapılmıştır.



Şekil 2.14. Statik basma deneyinde yapılan ölçümler.

2.4. Yorulma Deneyleri

Yorulma deneyleri için de her iki sistemden beşer numune kullanılmıştır. Deneyler, hidrolik ünite desteğiyle çalışan bir yorulma cihazında, yük kontrollü olarak yapılmıştır. Yorulma için uygulanan ilk yük değeri statik basma deneyinin sonucuna göre belirlenmiştir. Akma yükü değeri 0.75 ile çarpılarak ilk deneyler başlatılmıştır. Bir sonraki numunelere uygulanan yük bir önceki numunenin durumuna göre belirlenmiştir. Eğer numunede bir hasar oluştuysa, bir sonraki numune daha düşük bir değerde yüklenmiştir. Numunede hasar oluşmamışsa, bir sonraki numune daha yüksek bir değerde denenmiştir. Yorulma deneyleri 10 Hz frekansta gerçekleştirilmiştir, yük oranı (en yüksek yük/en düşük yük) 10'dur ve dalga formu sinüsoidaldir. Yorulma deneylerinde başarı sınırı 1000000 çevrimdir. Yorulma deney düzeneğinde numune Şekil 2.14'de görüldüğü gibidir.



Şekil 2.15. Yorulma deney düzeneğinde numune.

2.5. İstatistik Analizi

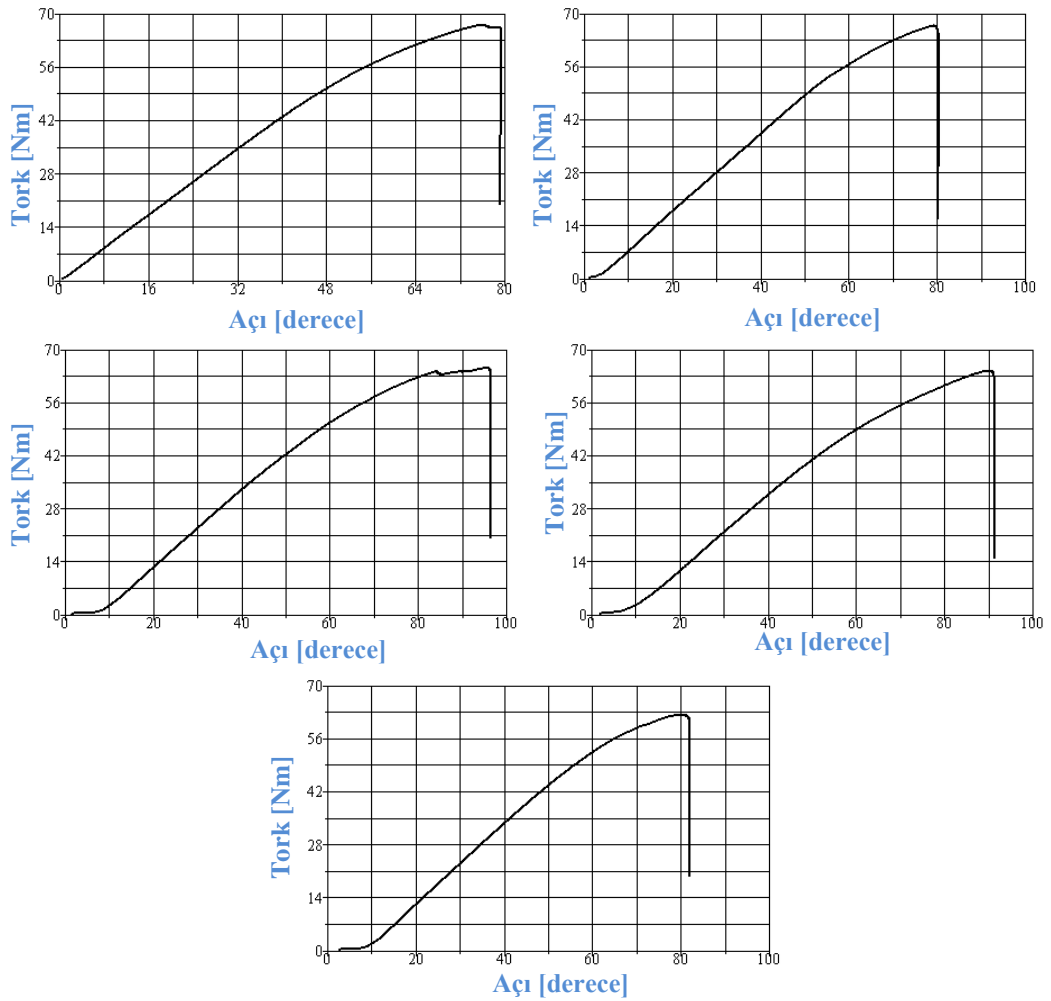
Statik burma ve statik aksenal basma deneylerinde elde edilen sayısal veriler kullanılarak iki sistem arasında anlamlı fark olup olmadığı incelenmiştir. İstatistik yöntemi olarak student t-test kullanılmıştır.

3. SONUÇLAR

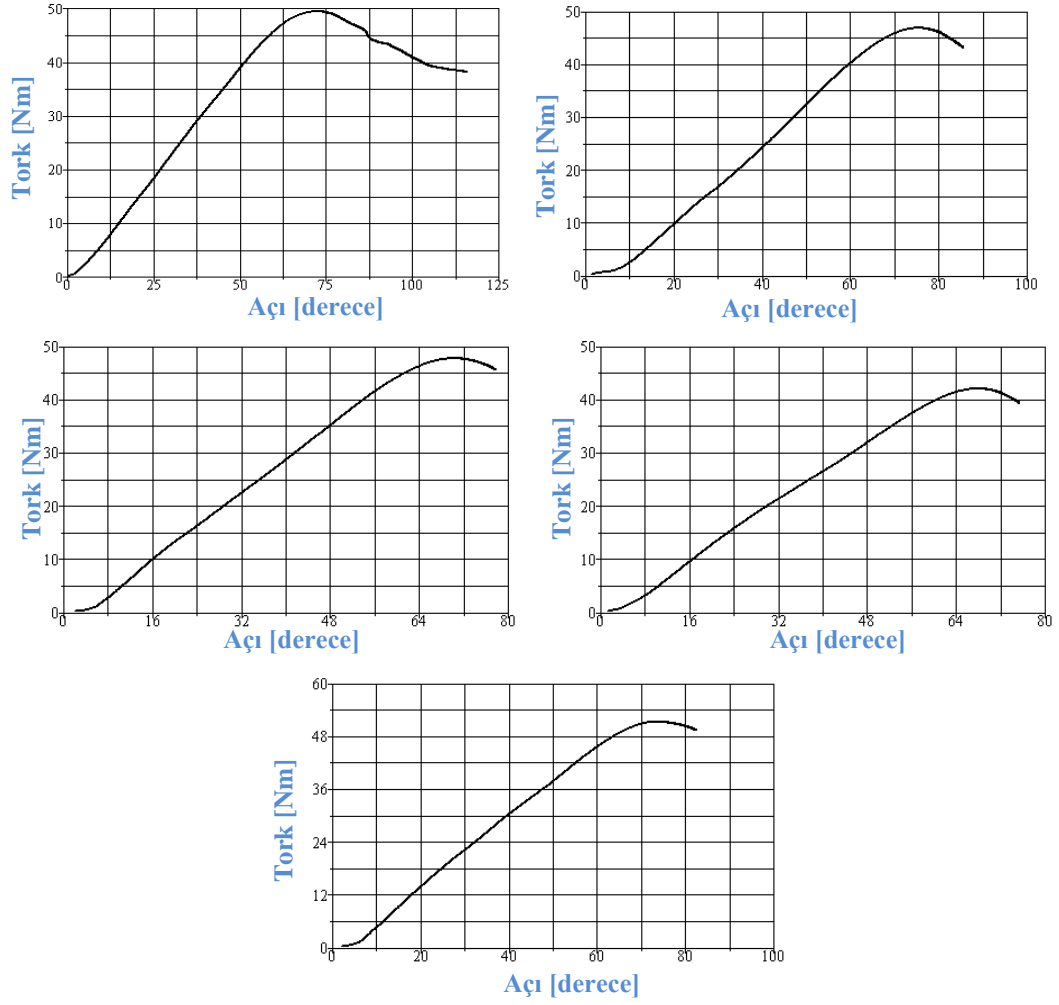
Bu bölümde, yöntem kısmında anlatılan deneylerin sonuçları çizelgeler ve grafikler halinde verilecektir. Ayrıca sonuçlarla ilgili istatistik analizleri de anlatılacaktır.

3.1. Statik Burma Deneylerinin Sonuçları

Statik burma deneylerinin sonuçlarına göre elde edilen Şekil 3.1 ve 3.2'deki grafiklerden, kırılma torku, kırılma açısı ve akma bölgesindeki rijitlik değerlerine ulaşılmıştır. Bu değerler Çizelge 3.1 ve 3.2'de sunulmuştur.



Şekil 3.1. Geleneksel sisteme ait burma deneyi tork-açı grafikleri.



Şekil 3.2. Yeni sisteme ait burma deneyi tork-açı grafikleri.

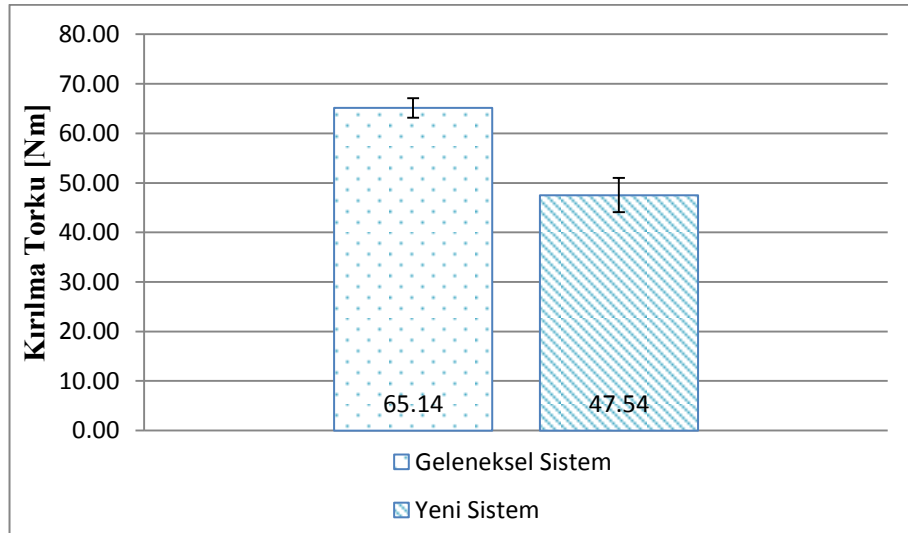
Çizelge 3.1. Geleneksel sisteme ait burma deneyi sonuçları.

Numune	Kırılma Torku [Nm]	Kırılma Açısı [derece]	Burulma Rijitliği [Nm/derece]
1	67.06	75.77	0.89
2	66.83	78.94	0.85
3	65.18	95.59	0.68
4	64.35	89.97	0.72
5	62.27	79.64	0.78
Ortalama	65.14	83.98	0.78
Standart Sapma	1.96	8.40	0.09

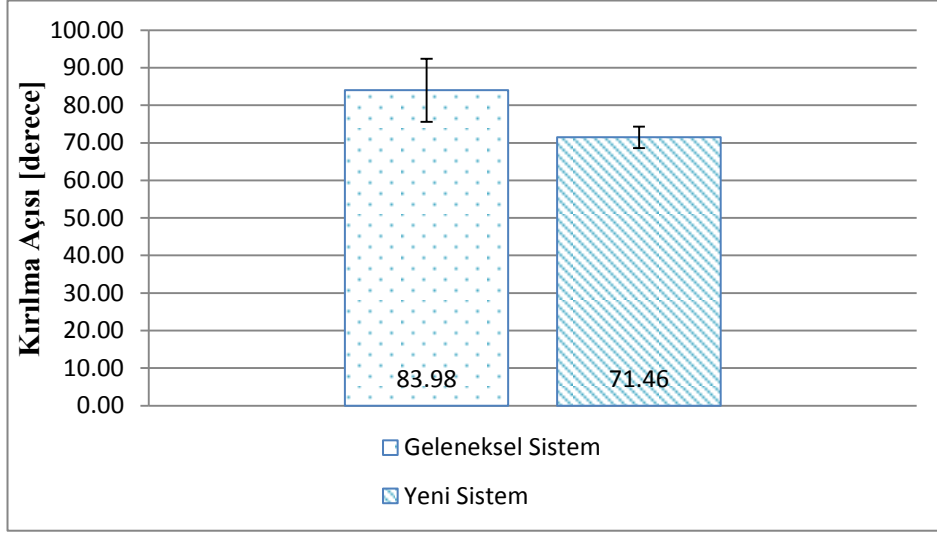
Çizelge 3.2. Yeni sisteme ait burma deneyi sonuçları.

Numune	Kırılma Torku [Nm]	Kırılma Açısı [derece]	Burulma Rijitliği [Nm/derece]
1	49.51	72.17	0.69
2	46.93	74.89	0.63
3	47.79	69.87	0.68
4	42.11	67.54	0.62
5	51.34	72.82	0.71
Ortalama	47.54	71.46	0.67
Standart Sapma	3.47	2.83	0.04

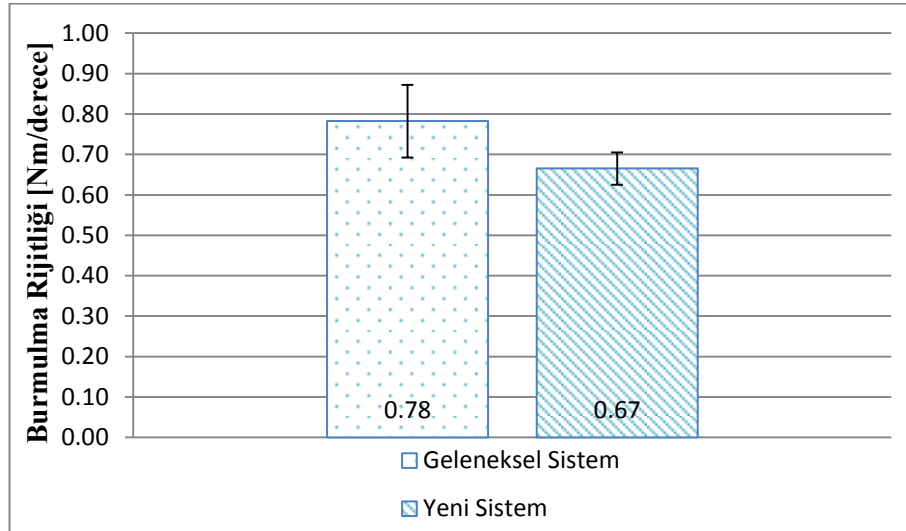
Geleneksel sistem ve yeni sistem için ortalama kırılma torku değerleri sırasıyla 65.1 Nm ve 47.5 Nm, ortalama kırılma açısı değerleri 83.98° ve 71.46°, ortalama burulma rijitliği değerleri 0.78 Nm/derece ve 0.67 Nm/derece olarak hesaplanmıştır. Bu değerler Şekil 3.3-3.5’de görüldüğü gibi kıyaslandığında, geleneksel sistemin yeni sistemden %27 daha fazla tork değerine, %14.9 daha fazla açı değerine ve %14.1 daha fazla rijitlik değerine sahip olduğu görülmüştür.



Şekil 3.3. İki sistemin kırılma torku değerlerinin karşılaştırmalı grafiği.



Şekil 3.4. İki sistemin kırılma açısı değerlerinin karşılaştırmalı grafiği.



Şekil 3.5. İki sistemin burulma rijitliği değerlerinin karşılaştırmalı grafiği.

3.2. Statik Eksenel Basma Deneylerinin Sonuçları

Statik eksenel basma deneyleri sonunda elde edilen yük-yer değiştirme grafiklerinden, denenen numunelerinin her birinin akma noktasındaki yük ve yer değiştirme değerleri bulunmuş ve bu değerler kullanılarak rijitlik değerleri Çizelge 3.3 ve 3.4'de belirtildiği gibi hesaplanmıştır.

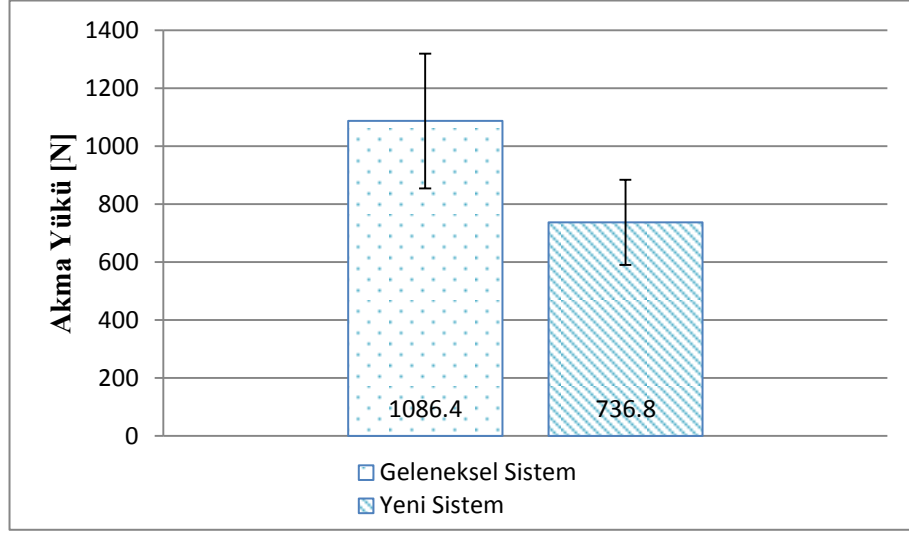
Çizelge 3.3. Geleneksel sisteme ait statik basma deneylerinin sonuçları.

Numune	Akma Yüğü (N)	En Yüksek Yüğü (N)	Akma Yüğündeki Yer Değiştirme (mm)	Rijitlik (N/mm)
1	1018	3137	2.07	491.78
2	940	2767	3.38	278.10
3	870	2447	2.18	399.08
4	1142	2739	2.66	429.32
5	1462	3118	3.45	423.76
Ortalama	1086.4	2841.6	2.74	404.41
Standart Sapma	232.97	289.6	0.64	78.43

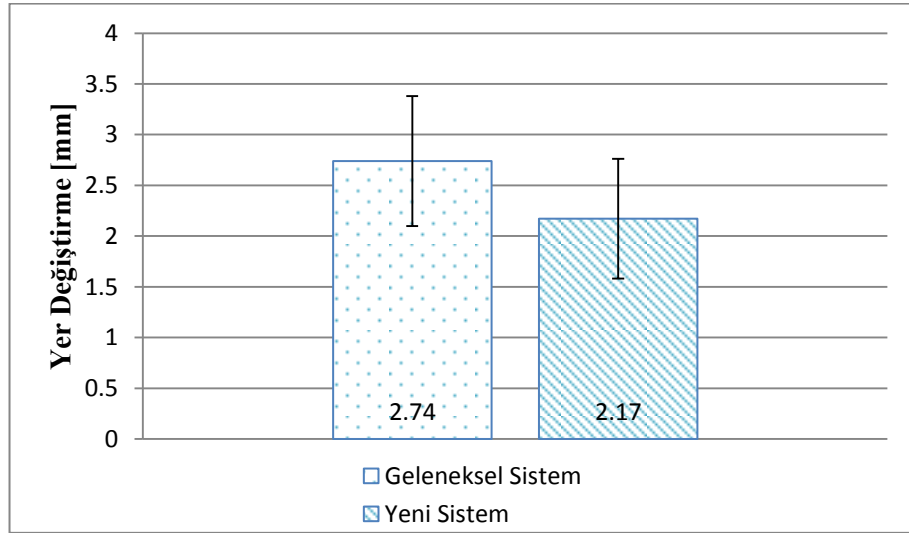
Çizelge 3.4. Yeni sisteme ait statik basma deneylerinin sonuçları.

Numune	Akma Yüğü (N)	En Yüksek Yüğü (N)	Akma Yüğündeki Yer Değiştirme (mm)	Rijitlik (N/mm)
1	816	2567	1.80	453.33
2	823	2679	1.98	415.65
3	548	2819	1.89	289.94
4	885	2445	3.22	274.84
5	612	2329	1.96	312.24
Ortalama	736.8	2567.8	2.17	349.2
Standart Sapma	147.38	192.1	0.59	80.1

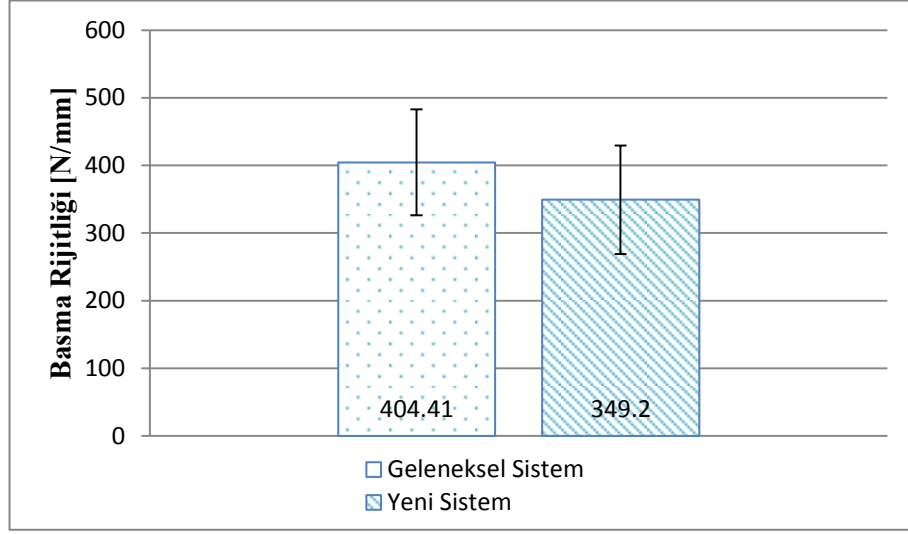
Eksenel statik basma deneylerinin sonuçlarına bakıldığında, geleneksel ve yeni sisteme ait akma yüğü değerleri sırasıyla 1086 N ve 736.8 N, akma noktasındaki yer değiştirme değerleri 2.74 mm ve 2.17 mm, rijitlik değerleri ise 404.41 N/mm ve 349.2 N/mm olarak hesaplanmıştır. Bu değerler Şekil 3.6-3.8'teki gibi karşılaştırıldığında geleneksel sistemin yeni sistemden %47 daha fazla akma yüğüne ve %16 daha fazla rijitlik değerine sahip olduğu belirlenmiştir.



Şekil 3.6. İki sistemin akma yüklerinin karşılaştırmalı grafiği.

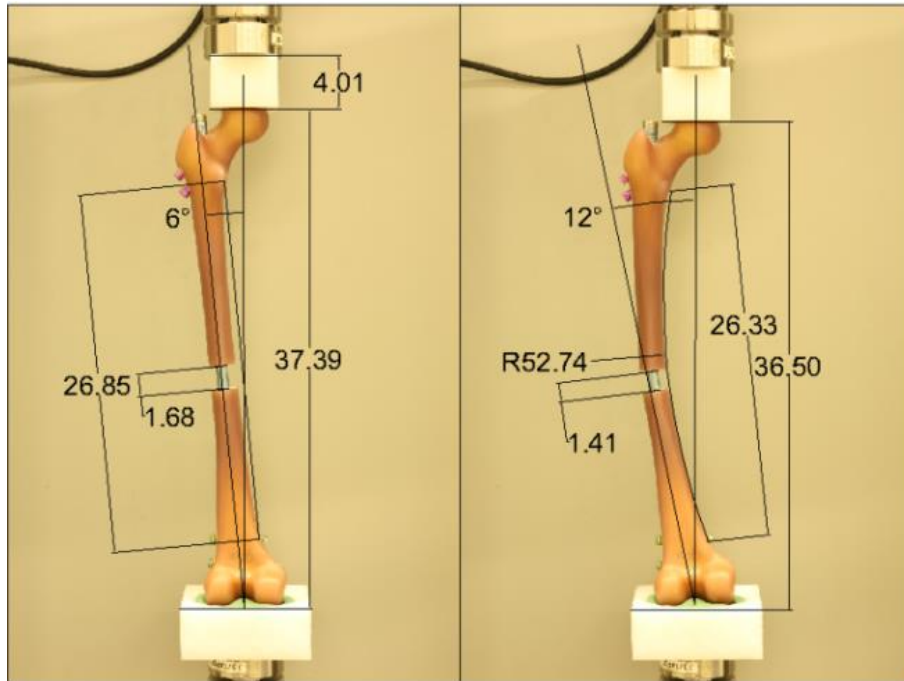


Şekil 3.7. Akma noktasındaki yer değiştirmelerin karşılaştırmalı grafiği.

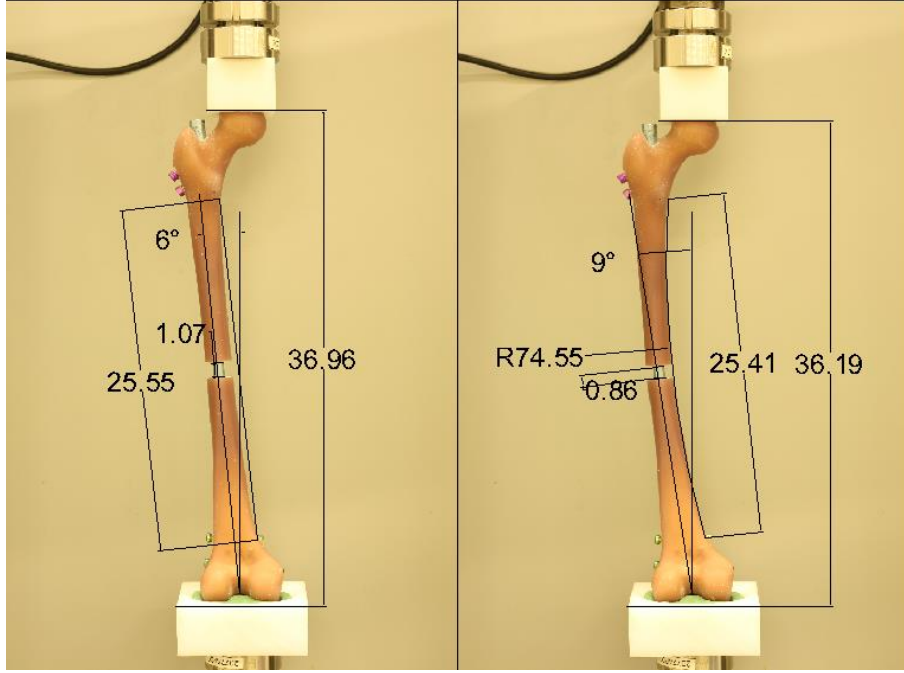


Şekil 3.8. İki sistemin rijitlik değerlerinin karşılaştırmalı grafiği.

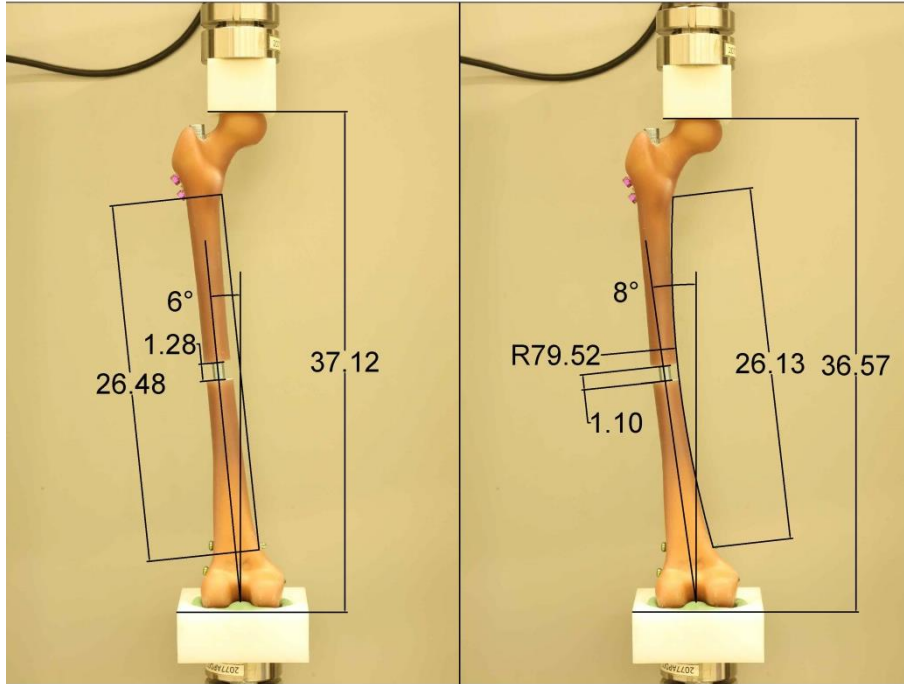
Bu deneyler esnasında çekilen fotoğraflar üzerinde yapılan ölçümler Şekil 3.9-3.18'de görülmektedir. Ayrıca bu değerler Çizelge 3.5 ve 3.6'te ortalama değerlerle birlikte görülmektedir. Fotoğraflardaki ölçüler mm cinsindedir, 1/10 ölçeklidir.



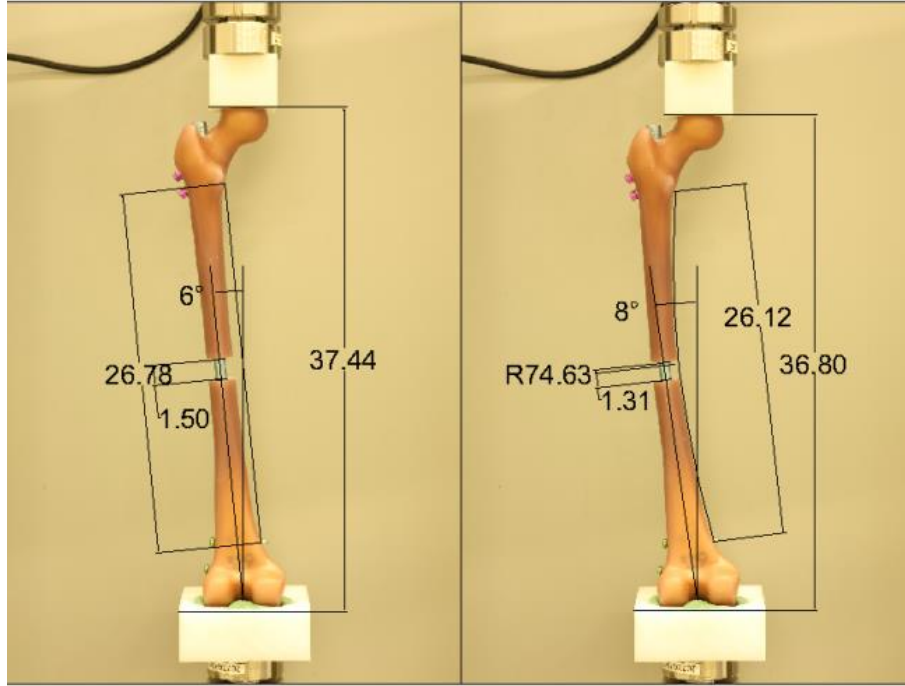
Şekil 3.9. Geleneksel sistemin birinci numunesinin boyutları.



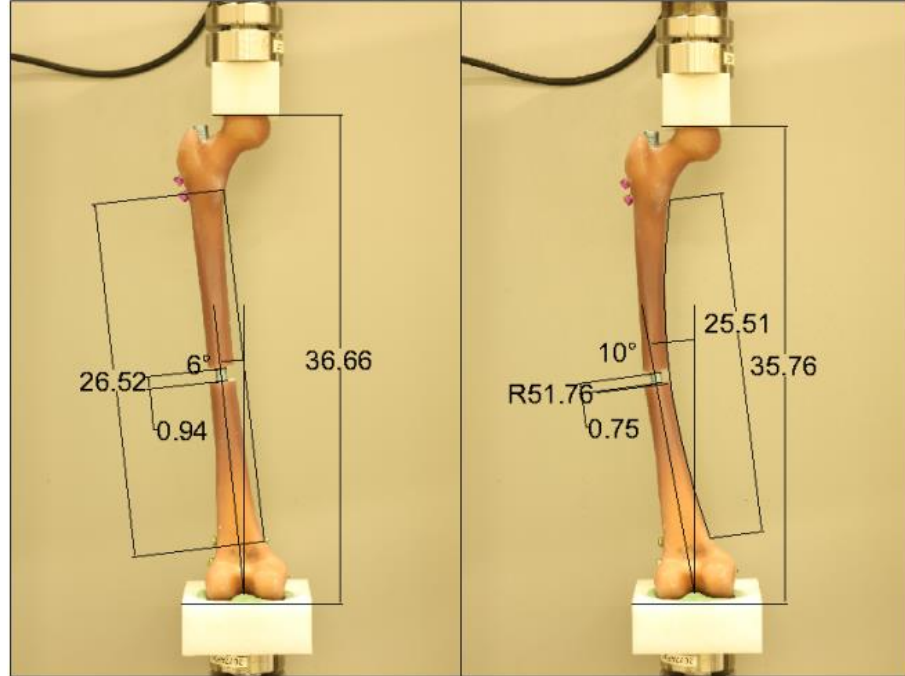
Şekil 3.10. Geleneksel sistemin ikinci numunesinin boyutları.



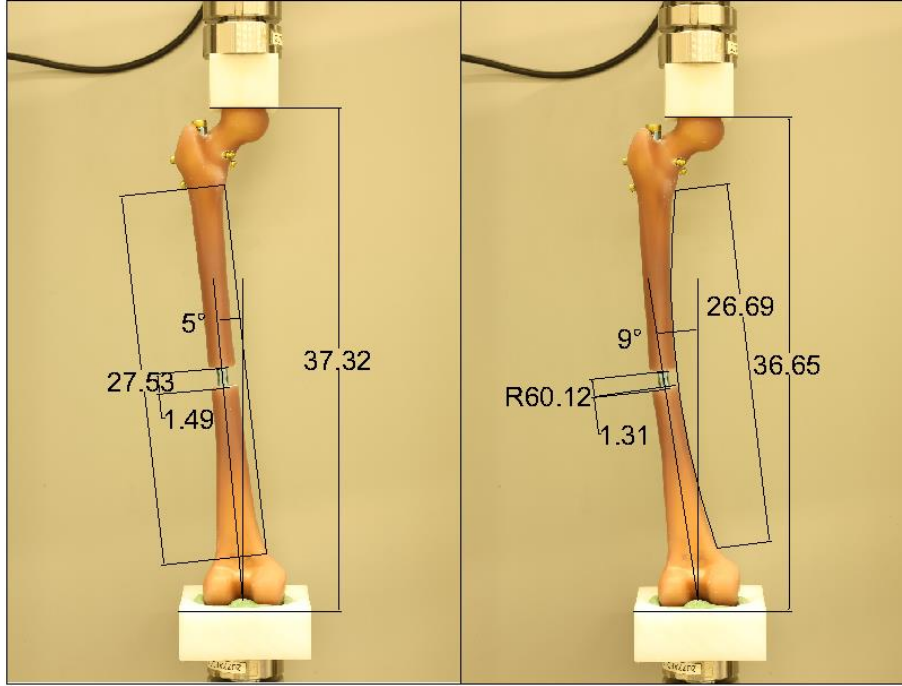
Şekil 3.11. Geleneksel sistemin üçüncü numunesinin boyutları.



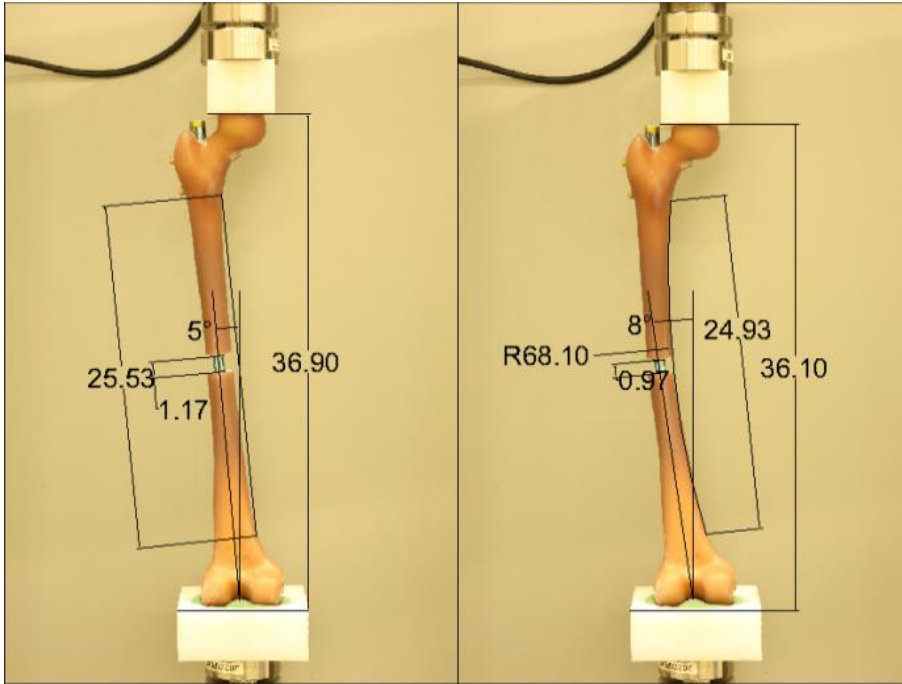
Şekil 3.12. Geleneksel sistemin dördüncü numunesinin boyutları.



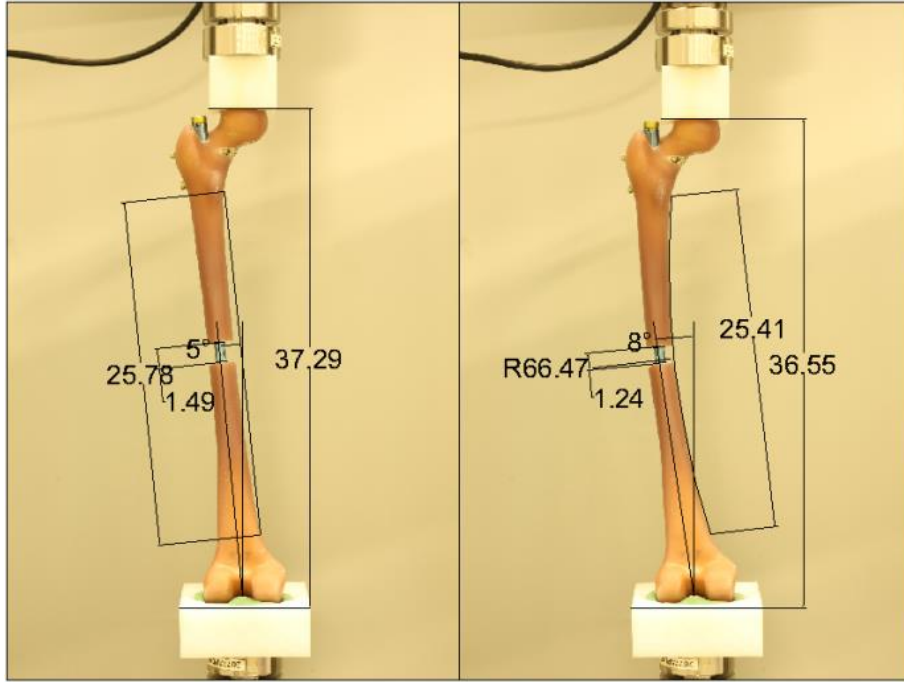
Şekil 3.13. Geleneksel sistemin beşinci numunesinin boyutları.



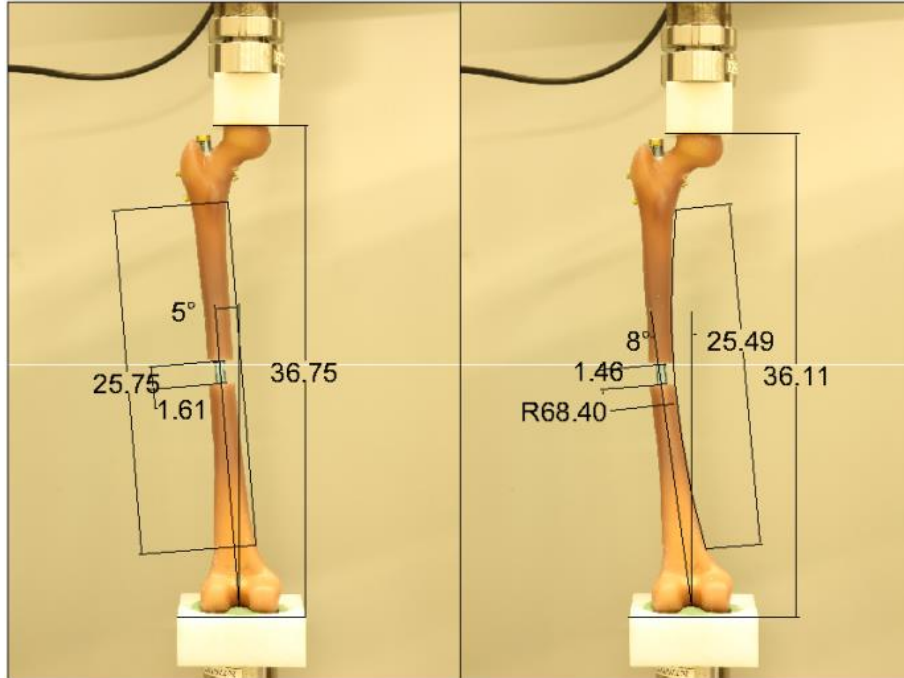
Şekil 3.14. Yeni sistemin birinci numunesinin boyutları.



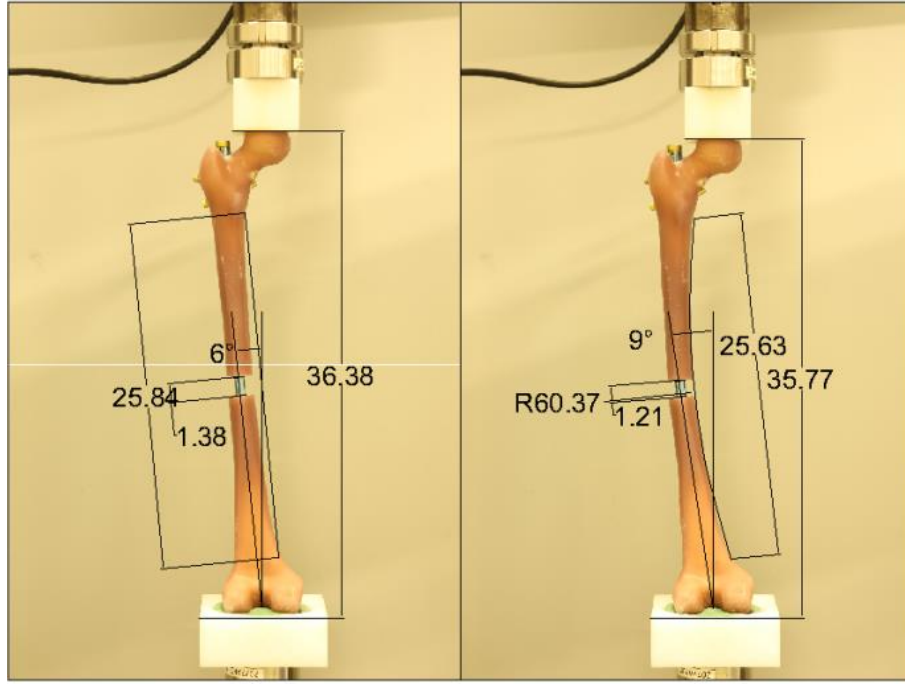
Şekil 3.15. Yeni sistemin ikinci numunesinin boyutları.



Şekil 3.16. Yeni sistemin üçüncü numunesinin boyutları.



Şekil 3.17. Yeni sistemin dördüncü numunesinin boyutları.



Şekil 3.18. Yeni sistemin beşinci numunesinin boyutları.

Çizelge 3.5. Geleneksel sisteme ait ölçülerdeki değişimler.

Numune	Model Boyundaki Değişim [mm]	Kırık Aralığındaki Değişim [mm]	Vidalar Arası Mesafedeki Değişim [mm]	Açıdaki Değişim [deg]	Oluşan Eğrinin Yarıçapı [mm]
1	8.9	2.7	5.2	6.00	527.4
2	7.7	2.1	1.4	3.00	745.5
3	5.5	1.8	3.5	2.00	795.2
4	6.4	1.9	6.6	2.00	746.3
5	9.0	1.9	0.1	4.00	517.6
Ortalama	7.5	2.1	5.4	3.40	666.4
Standart Sapma	1.5	0.4	3.3	1.67	132.9

Çizelge 3.6. Yeni sisteme ait ölçülerdeki değişimler.

Numune	Model Boyundaki Değişim [mm]	Kırık Aralığındaki Değişim [mm]	Vidalar Arası Mesafedeki Değişim [mm]	Açıdaki Değişim [deg]	Oluşan Eğrinin Yarıçapı [mm]
1	6.7	1.8	8.4	4.00	601.2
2	8.0	2.0	6.0	3.00	681.0
3	7.4	2.5	3.7	3.00	664.7
4	6.4	1.5	2.6	3.00	684.0
5	6.1	1.7	2.1	3.00	603.7
Ortalama	6.9	1.9	4.6	3.20	646.9
Standart Sapma	0.8	0.4	2.6	0.45	41.3

Çizelge 3.5 incelendiğinde, geleneksel sistemde basma yükü altında model boyundaki kısalmanın %28'ini kırık aralığındaki daralmanın oluşturduğu görülmektedir. Yüksüz haldeyken doğrusal olan kompozit femur modeli, yük altında bir miktar eğilerek yay haline gelmiştir. Bu yayın yarıçapı 666.4 mm'dir.

Çizelge 3.6'de yeni sisteme ait değerler incelendiğinde ise, kırık aralığındaki daralmanın, toplam model boyundaki kısalmanın %27.5'ini oluşturduğu görülmektedir. Yeni sistemde yük altında oluşan eğrinin yarıçapı ise 646.9 mm olarak ölçülmüştür.

3.3. Yorulma Deneylerinin Sonuçları

Yorulma deneyleriyle ilgili sonuçlar Çizelge 3.7 ve 3.8'de verilmiştir. Ayrıca yorulma deneyleri sonucunda Şekil 3.19 ve 3.20'deki gibi sonsuz ömür eğrileri oluşturulmuştur. Bu eğriler, statik deneylerde hesaplanan akma yükünün ortalama değerinin yüzdeleriyle, çevrim sayısı arasındaki ilişkiyi göstermektedir.

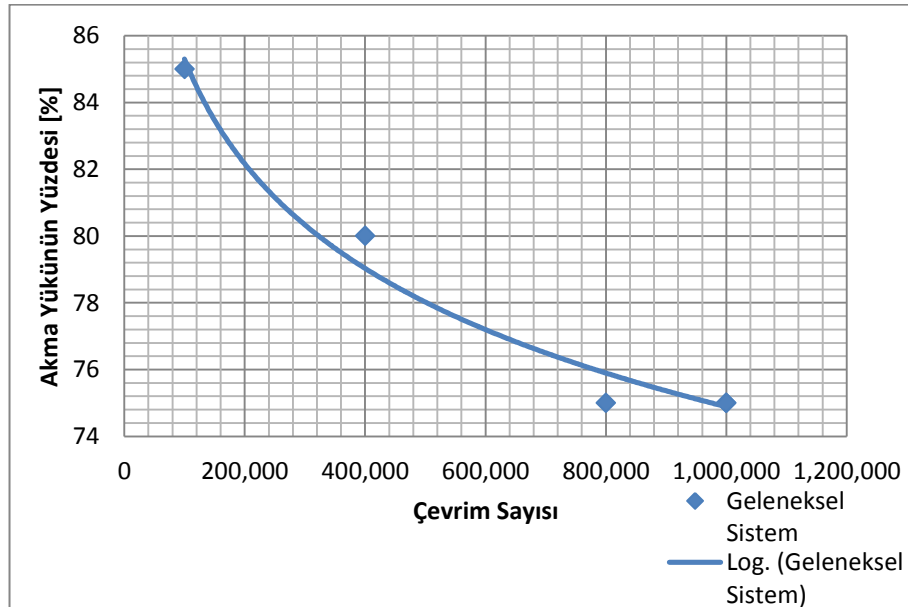
Çizelge 3.7. Geleneksel sisteme ait yorulma deneyi değerleri ve sonuçları.

Numune	Akma Yükünün Yüzdesi [%]	Yük [N]	Çevrim Sayısı	Deformasyon Tipi
1	85	923	100.000	Femur başı ve etrafında çatlak
2	80	869	400.000	Distal vida kırığı
3	75	815	800.000	Distal vida kırığı
4	75	815	1.000.000	Yok
5	75	815	1.000.000	Yok

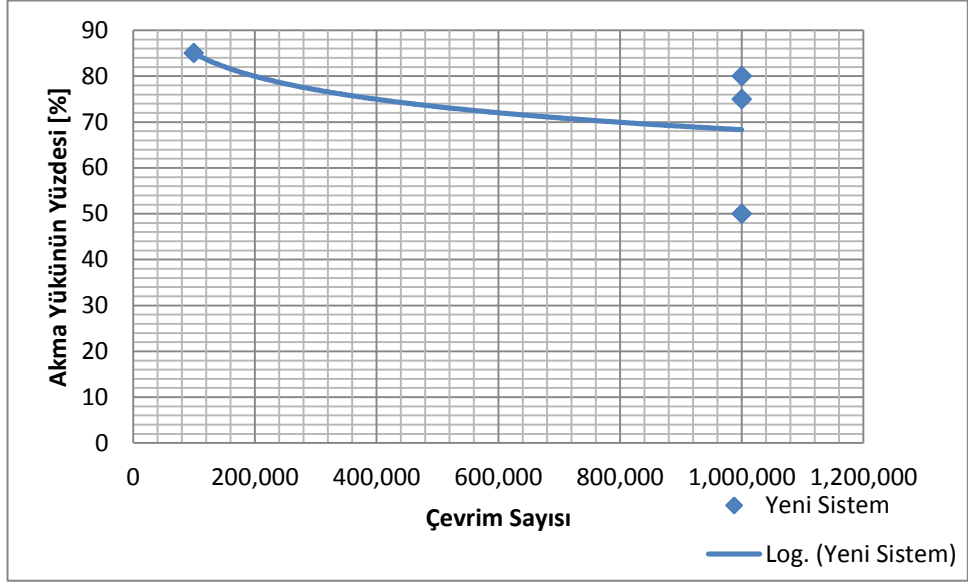
Çizelge 3.8. Yeni sisteme ait yorulma deneyi değerleri ve sonuçları.

Numune	Akma Yükünün Yüzdesi [%]	Yük [N]	Çevrim Sayısı	Deformasyon Tipi
1	85	626	100.000	Femur başı kırığı
2	80	589	1.000.000	Yok
3	75	552	1.000.000	Yok
4	75	552	100.000*	Femur başında çatlak
5	50	368	1.000.000	Yok

*Bu değer aykırı değer olarak kabul edilmiştir. Çivi yerleştirilmesi sırasında çentik etkisine yol açabilecek çatlaklar görülmüştür.



Şekil 3.19. Geleneksel sisteme ait sonsuz ömür eğrisi.



Şekil 3.20. Yeni sisteme ait sonsuz ömür eğrisi.

4. DEĞERLENDİRME

Bu bölümde deney sonuçlarında elde edilen sayısal veriler, numunelerin deney sonrası durumlarıyla ilgili yorumlar ve istatistik verileri yer almaktadır. Ayrıca çalışmadaki eksik noktalar nelerdir ve bundan sonra neler yapılabilir soruları cevaplandırılmıştır.

4.1. Statik Burma Deneylerinin Sonuçlarının Değerlendirmesi

Burma deneylerinden elde edilen değerlere bakıldığında, geleneksel sisteme ait numuneler, yeni sisteme ait numunelerden daha yüksek kırılma torku ve kırılma açısı değerlerine ulaşmıştır. Ancak burada önemli bir nokta vardır. Geleneksel sisteme ait numunelerin grafiklerine bakıldığında, tork değerinde ani bir düşme gözlenmektedir. Bunun sebebi, distal kilitleme vidalarının kırılmasıdır. Yeni sisteme ait numunelerin grafiklerinde böyle ani bir düşüş görülmesi de, artan torkla birlikte gerçekleşen plastik deformasyon sonrasında, sistemin burma mukavemeti zamanla düşmektedir. Ancak kilitleme vidalarında bir kırılma görülmemiştir. Deney sonuçlarını karşılaştırmak amacıyla yapılan istatistik analizlerine göre, iki sistemin kırılma torku, kırılma açısı ve burma rijitliği değerleri arasında Çizelge 4.1’de görüldüğü gibi anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0.05$).

Çizelge 4.1. Burma deneylerine ait istatistik sonuçları

	Kırılma Torku	Kırılma Açısı	Burma Rijitliği
p-değeri	0.0001*	0.0252*	0.0378*

*anlamlı fark

4.2. Eksenel Statik Basma Deneylerinin Sonuçlarının Değerlendirmesi

Statik yükler altında numuneler akma dayanımını geçene kadar ya da kırılana kadar deneylere devam edilmiş ve kalıcı deformasyonun başladığı akma değerleri yük ve yer değiştirme cinsinden tespit edilmiştir. Bu deneyler sırasında yer değiştirmeye karşılık gelen karşılanan yük miktarını karşılaştırabilmek için elastik bölgede rijitlik de ölçülmüştür. Buna göre, geleneksel sistem plastik deformasyona 1086 N yükte,

yeni geliştirilen sistem ise 736 N yükte uğramıştır. Bu durumun temel nedeni tüm sistemin yük altında tutulmasıdır. Başka bir deyişle sistem statik olarak yüklendiğinde sadece çivi değil kompozit femur modeli de yüke karşı tepki vermektedir. Özellikle yeni çivi sistemi ile sabitlenmiş numunelerde standart sapma çok yüksek çıkmıştır. Bu durumun temel sebebi numunelerin erken evrede femur boynundan kırılmasıdır. Yeni sistemde distal proksimale göre çok daha rijit sabitleme yapıldığından, yük femur boynuna binmektedir. Bu bölümde de sadece kompozit femur modelinin dayanımına göre bir değer elde edilmektedir. Oysa geleneksel sistemde yük distalde daha az karşılanabildiğinden sadece femur boynu değil tüm femura yük dağılmaktadır. Böylece daha yüksek akma dayanımı elde edilmektedir. Ancak hala standart sapma oldukça yüksektir. Benzer şekilde akmanın gerçekleştiği yüke karşılık gelen yer değiştirmeler arasında da önemli fark oluşmuştur. Yeni sistem yük altında akma gerçekleşmeden katastrofik olarak kırılmıştır. Bu durum da uygulanabilecek yük miktarını kısıtlamaktadır. Öte yandan bir karşılaştırma yapılabilmesi için rijitlik önemli bir parametredir. Rijitlik ölçümlerinde de çok yüksek standart sapma görülmüştür. Standart sapmanın bu kadar yüksek olmasının sebebi yine erken evre boyun kırıklarıdır.

Çizelge 4.2’de görüldüğü gibi, iki sistemin akma yükü değerleri arasında anlamlı fark varken ($p < 0.05$), rijitlik ve tepe yükleri arasında anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0.05$).

Çizelge 4.2. Statik basma deneylerine ait istatistik sonuçları

	Akma Yüğü	Rijitlik	En Yüksek Yüğü
p-değeri	0.0252*	0.3029	0.1215

*anlamlı fark

Yukarıda da açıklandığı gibi, sistemler arasındaki akma dayanımı ve rijitlik farkı çivilerden değil kemik modellerinin üzerlerine gelen yüke verdikleri tepkiden kaynaklanmaktadır. Statik açıdan iki çivileme sistemi de eksenel yükleme altında benzer/eş stabilizasyon sağlamaktadır. Bu durumda sistemlerin dinamik performansı yani yorulma yükleri altındaki davranışları önem kazanmaktadır.

4.3. Aksel Statik Basma Deneyleri Esnasında Elde Edilen Sonuçların Değerlendirmesi

Daha önce anlatılan cepheden görüntü alma sistemi sayesinde sanki durağan hızlarda yüklenen çivilenmiş femur modellerinin başlangıç ve bitiş ölçümleri sonuçlar kısmında verilmiştir. Buna göre geleneksel sistemde yük altında anatomik açı 6 dereceden 9,4 dereceye çıkmıştır. Diğer taraftan yeni sistemde bu açı 6'dan 8,4 dereceye çıkmıştır. Bu durum yeni sistemin anatomik aksel yük altında daha rijit bir stabilizasyon sağladığını göstermektedir. Diğer taraftan ilk boy ve son boy ölçümlerinde birbirlerine çok yakın kısaltmalar görülmüştür. Osteotomi hattındaki mesafe yeni sistemde %7 daha az daralmıştır. Bu da yeni sistemin osteotomi alanını daha sıkı koruduğunu göstermektedir. Bütün bunlara ek olarak anatomik yük altında femur shaftı bir eğri halini almaktadır. Bu eğrinin yarıçapı da ölçülmüştür. Bu eğrilerin yarıçapları da birbirlerine çok yakın sonuçlar vermiştir. Bu ölçüm de diğer bir yoldan anatomik yük altındaki davranışların benzer olduğunu doğrulamaktadır. Çizelge 4.3'de görüldüğü gibi, iki sistemin deney öncesi ve sonrası ölçümleri arasındaki farklar karşılaştırıldığında, aralarında anlamlı fark bulunmadığı görülmüştür ($p>0.05$).

Çizelge 4.3. Ölçümlere ait istatistik sonuçları

	A-A'	B-B'	C'-C	D-D'	F
p-değeri	0.6815	0.4664	0.4676	0.4796	0.7670

*anlamlı fark

Tıpkı statik aksel yükleme deneylerinde olduğu gibi bu ölçümler de sistemlerin birbirlerine göreceli üstünlükleri olup olmadığının ancak yorulma deneylerinden elde edilen sonuçlarla belirlenebileceğini göstermektedir.

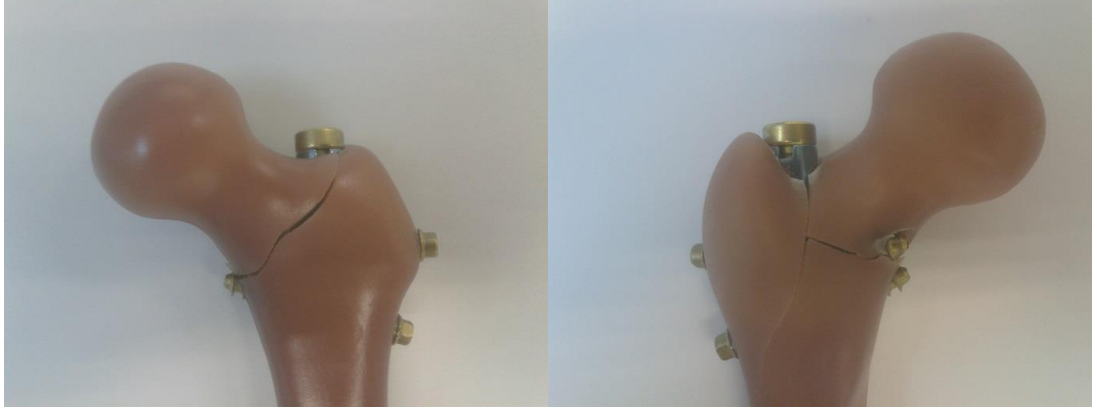
4.4. Yorulma Deneylerinin Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Her iki sistem de statik yükleme koşulları göz önünde bulundurularak statik akma yüklerinin yüzde belirli değerleri üzerinden dinamik deneye alınmış ve akma

yükünün yüzde kaçında sonsuz ömre ulaştığına bakılmıştır. Bu bakımdan yapılan karşılaştırmada geleneksel sistem akma yükünün %75'inde tam koruma sağlarken yeni sistem akma yükünün %80'inde sonsuz ömür sergilemiştir. Bu deneylerde elde edilen önemli sonuçlardan biri de yeni sistemde asla distalde gevşeme ya da vida kaybı olmamasıdır. Deformasyon tiplerine bakıldığında geleneksel sistem daima distal vida kırığı ile başarısız olurken yeni sistemde femur boynunda kırık oluşmaktadır. Şekil 4.1'de geleneksel sisteme ait distal vida kırığı görülmektedir. Distaldeki iki vidadan üstteki (proksimaldeki) vidanın kırıldığı tespit edilmiştir. Şekil 4.2'de ise yeni sistemle sabitlenmiş bir kompozit femur modelinin boynunun etrafındaki çatlaklar görülmektedir. Bu numunede tam bir parçalanma görülmemesine rağmen, çatlakların derecesi sebebiyle yorulma deneylerine devam edilmemiştir. Şekil 4.3'te ise yeni sisteme ait femur boyun kırığı görülmektedir. Geleneksel sisteme ait numunelerin yorulma deneylerinde kompozit femur modellerinde herhangi bir deformasyon tespit edilmemiştir. Bu durumun temel sebebi distaldeki rijit sabitlemedir.



Şekil 4.1. Geleneksel sisteme ait distal vida kırığı örnekleri



Şekil 4.2. Yeni sistemde görülen femur başı etrafındaki çatlaklar



Şekil 4.3. Yeni sistemde görülen femur başı kırığı

5. SONUÇ

Tüm deneyler göz önünde bulundurulduğunda, yeni sistemin geleneksel sisteme göre daha uzun ömürlü ve daha stabil olduğu anlaşılmaktadır. Ancak bu durum implant tek başına değerlendirildiğinde anlamlıdır. Gerek statik deneylerinde, gerekse de yorulma deneylerinde yeni sistemle sabitlenmiş modellerde meydana gelen çatlak ve kırıklar bu sistemin güvenilirliğiyle ilgili şüphe oluşturmaktadır. Ayrıca bu kadar büyük çaplı bir kilitleme vidası kullanımı, uygulama bölgesinde çok miktarda kemik rezeksiyonuna sebep olmaktadır. Bu durumda da olası olumsuz hallerde, aynı bölgeden bir revizyon ameliyatı imkansız duruma gelmektedir. Yöntem bölümünde anlatıldığı gibi, yeni sistemin femurun distalindeki uygulama noktası oldukça önemlidir.

Geçmişte yapılan çalışmalar da, geleneksel sisteme benzer sistemlerin, hem vida sayısı hem de vidaların gönderilme doğrultuları bakımından yeterli olabileceği görüşünü desteklemektedir. Knifel'in hastalarına uyguladığı tek veya çift distal kilitleme vidalı sistemlerin klinik sonuçlarına bakıldığında, tek vidalı sistemin %59.1 gibi yüksek bir kırılma oranına sahip olduğu görülmektedir. Bu oran çift vidalı sistemde %5'dir. Bu çalışmadaki önemli bir nokta, proksimal kilitlemedeki vida kırıklarının çoğunlukla çift distal vidalı sistemde görülmesidir [50]. Bu durum bizim çalışmamızdaki distaldeki rijit sabitlemenin proksimalde hasara sebep olduğu görüşünü destekler niteliktedir.

Ramos tarafından yapılan çalışmanın sonucunda ise üç distal kilitleme vidalı sistemin iki vidalı sisteme üstünlüğü görülmektedir. Ancak çift vidalı sistem uygulanan 41 hastanın sadece dördünde vida kırığı tespit edilmiştir. Bu da çift distal kilitleme vidasının yeterli olabileceğini göstermektedir [51].

Lucas'ın çalışmasındaki başarılı kabul ettiği iki sistemden biri, mediolateral doğrultuda gönderilmiş iki distal kilitleme vidası içermektedir. Bu sistem bizim çalışmamızdaki geleneksel sistemle benzerlik göstermektedir. Lucas bu sistemin üç distal kilitleme vidalı sistemle aynı derecede güvenilir olduğunu belirtmektedir [52].

Gong ve Hapa ise yaptıkları çalışmalarda tek distal kilitleme vidasının bile yeterli olabileceğini belirtmişlerdir [56, 57]. Ancak Karuppiah, çift vidalı sistemin, tek vidalı sistemle kıyaslandığında sergilediği üstün performansı yaptığı çalışmayla göstermiştir [58].

Vida sayısı ve vidaların gönderildiği doğrultularla ilgili yapılan geçmiş çalışmalar, basit shaft kırıklarında tek distal kilitleme vidasının bile yeterli olabileceğini belirtmektedir. Ayrıca benzer çalışmalar vida sayısı kadar, vidaların gönderildiği doğrultuların önemine de vurgu yapmaktadır. Hal böyle iken, bundan sonraki çalışmaları, değişik vida sayılı, değişik gönderilme doğrultulu ve yukarıda belirtilen olumsuz durumlara sebep olmayacak şekilde değişik vida çaplı kilitleme sistemleri üzerine yoğunlaştırmak daha doğru olacaktır. Her ne kadar yeni nesil kompozit kemik modellerinin mekanik özellikleri gerçek insan kemiğinin mekanik özelliklerine yakınlştırılsa da, benzer sistemlerin kısa ve uzun vadeli klinik sonuçlarını da görmek gereklidir.

6. KAYNAKLAR

- [1] Doğan T., Fonksiyonel Anatomi – Ekstremiteler ve Sırt Bölgesi. Hekimler Yayın Birliği, 4.Baskı, 2009.
- [2] Standring S. Gray’s Anatomi – Anatomical Basis of Clinical Practice, 40. Baskı, 2008.
- [3] “Structure of A Long Bone” erişim adresi: http://commons.wikimedia.org/wiki/file:structure_of_a_long_Bone.png, Erişim Tarihi: 07 Haziran 2015.
- [4] Moore, K.L., Dalley, A.F., Agur, A.M.R., Clinically Oriented Anatomy, 6. Baskı, 2009.
- [5] “What’s The Difference between Sagittal, Coronal and Transverse Planes” erişim adresi: <http://machinedesign.com/medical/what-s-difference-between-Sagittal-coronal-and-transverse-planes>, erişim tarihi: 07 Haziran 2015.
- [6] “Anatomical Directions” erişim adresi: <https://anatomystudybuddy.wordpress.com/category/anatomy-basics/anatomical-directions/>, erişim tarihi: 07 Haziran 2015.
- [7] Mora, R., Paley, D., Nonunion of the Long Bones – Diagnosis and Treatment with Compression-Distractıon Techniques, Springer, 2006.
- [8] Vaclav, Klika. Biomechanics in Applications, Eylül 2011. doi: 10.5772/1424.
- [9] “Wıquist Classification. Orthopaedicsone Articles. In: Orthopaedicsone - The Orthopaedic Knowledge Network” erişim adresi: <Http://Www.Orthopaedicsone.Com/X/X4dtb> Femoral Shaft Fractures, erişim tarihi: 07 Haziran 2015.
- [10] Jorge, S.R.N., Cocco, L.F., Kawano, C., Fernandes, H.J.A., Reis, F.B.D., The Wave Plate Method in Non-Union Femoral Shaft Fractures Treatment, Acta Ortop Bras, 14(1), 17-21, 2006.
- [11] Altun, İ., 2011, Alt Ekstremitte Kısallıklarında İlızarov Eksternal Fıksatör ile Uzatma Sonuçları, Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Adana.
- [12] Eichinger, J.K., Mckenzie, C.S., Devine, J.G., Evaluation of Pediatric Lower Extremity Fractures Managed with External Fixation: Outcomes in a Deployed

- Environment., *The American Journal Of Orthopedics* (Belle Mead NJ), 41(1), 15-19, 2012.
- [13] Tomaszewski, R., Gap, A., Results Of The Treatment of the Open Femoral Shaft Fractures in Children, *Journal of Orthopaedics*, 11(2), 78-81, 2014.
- [14] Tall, M., Bonkougou, D., Sawadogo, M, Da, S.C., Toe, M.F., Bone and Joint Trauma Study Group (GETRAUM). Treatment of Nonunion In Neglected Long Bone Shaft Fractures by Osteoperiosteal Decortication, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 100, 299-303, 2014.
- [15] Seker, A., Kara, A., Seckin, M.F., Sonmez, M., Erturer, E., Ozturk, I., Bilateral Intertrochanteric and Femoral Diaphyseal Fractures with Unilateral Proximal Tibial Fracture: A Case Report and Review Of The Literature, *International Journal Of Surgery Case Reports*, 5, 509-512, 2014.
- [16] Samiezadeh, S., Avval, P.T., Fawaz, Z., Bougherara, H., Biomechanical Assessment of Composite Versus Metallic Intramedullary Nailing System in Femoral Shaft Fractures: a Finite Element Study, *Clinical Biomechanics*, 29, 803-810, 2014.
- [17] Liu, B., Xiong, Y., Deng, H., Gu, S., Jia, F., Li, Q., Wang, D., Gan, X., Liu, W., Comparison of Our Self-Designed Rotary Self-Locking Intramedullary Nail and Interlocking Intramedullary Nail in The Treatment of Long Bone Fractures, *Journal Of Orthopaedic Surgery And Research*, 9, 47, 2014.
- [18] Berger, L., Fischerauer, S., Weiß, B., Celarek, A., Castellani, C., Weinberg, A-M, Tschegg, E., Unlocked and Locked Elastic Stable Intramedullary Nailing in an Ovine Tibia Fracture Model: a Biomechanical Study, *Materials Science And Engineering C*, 40, 267-274, 2014.
- [19] Kaiser, S.P., Holland, T., Baidoo, P.K., Coughlin, R.C., Konadu, P., Awariyah, D., Kumah-Ametepey, R.A., An Observational Cohort Study of the Adoption of Elastic Stable Intramedullary Nailing for the Treatment of Pediatric Femur Fractures in Kumasi, Ghana, *World Journal of Surgery*, 38, 2818-2824, 2014.
- [20] Lascombes, P., Popkov, D., Huber, H., Haumont, T., Journeau, P., Classification of Complications after Progressive Long Bone Lengthening:

- Proposal for a New Classification, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 98, 629-637, 2012.
- [21] Kocaoğlu, M., Eralp, L., Kılıcoglu, O., Burc, H., Cakmak, M., Complications Encountered During Lengthening over an Intramedullary Nail, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 86A(11), 2406-2411, 2004.
- [22] Jager, T., Popkov, D., Lascombes, P., Popkov, A., Journeau, P. Elastic Intramedullary Nailing as a Complement to Ilizarov's Method for Forearm Lengthening: A Comparative Pediatric Prospective Study, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 98, 376-382, 2012.
- [23] Shepherd, L.E., Zalavras, C.G., Shean, C., Femoral Lengthening Techniques, *Operative Techniques in Orthopaedics*, 11(3), 178-186, 2011.
- [24] Krieg, A.H., Lenze, U., Speth, B.M., Hasler, C.C., Intramedullary Leg Lengthening with a Motorized Nail, *Acta Orthopaedica*, 82(3), 344-350, 2011.
- [25] Kenaway, M., Krettek, C., Liodakis, E., Wiebking, U., Hankemeier, S., Leg Lengthening Using Intramedullary Skeletal Distractor: Results Of 57 Consecutive Applications, *Injury, International Journal Care Injured*, 42, 150-155, 2011.
- [26] Rozbruch, S.R., Kleinman, D., Fragomen, A.T., Ilizarov S., Limb Lengthening and then Insertion of an Intramedullary Nail, *Clin Orthop Relat Res.*, 466, 2923–2932, 2008.
- [27] Popkov, D., Journeau, P., Popkov, A., Haumont, T., Lascombes, P., Ollier's Disease Limb Lengthening: Should Intramedullary Nailing Be Combined with Circular External Fixation?, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 96, 348-353, 2010.
- [28] Huang, K.C., Tong, K.M., Lin, Y.M., Loh, E.W., Hsu, C.E., Evaluation of Methods and Timing in Nail Dynamisation for Treating Delayed Healing Femoral Shaft Fractures, *Injury, Int. J. Care Injured*, 43, 1747-1752, 2012.
- [29] Watanabe, K., Tsuchiya, H., Sakurakichi, K., Yamamoto, N., Kabata, T., Tomita, K., Tibial Lengthening over an Intramedullary Nail, *Journal of Orthopaedic Science*, 10, 480-485, 2005.

- [30] Esteve-Balzola, C., Garcia-Forcada, I.L., Calbet-Vidal, J.M., Gargantilla-Vazquez, A., Gine-Goma, J., Femoral Shaft Fractures Treated by Intramedullary Interlocked Nailing, *Rev Ortop Traumatol (Madr.)*, 51, 335-42, 2007.
- [31] Weninger, P., Schueller, M., Jamek, M., Stanzl-Tschegg, S., Redl, H., Tschegg, E.K., Factors Influencing Interlocking Screw Failure in Unreamed Small Diameter Nails – a Biomechanical Study Using a Distal Tibia Fracture Model, *Clinical Biomechanics*, 24, 379-384, 2009.
- [32] Robinson, C.M., Bell, K.M., Court-Brown, C.M., McQueen, M.M., Locked Nailing of Humeral Shaft Fractures, *The Journal of Bone And Joint Surgery*, 74-B, 558-562, 1992.
- [33] Selvam, P., Wilkerson, J., Dubina, A., Eglseder, W.A., Pensy, R., Comparison of Intramedullary Fixation Techniques in the Maintenance of Functional Anatomy of the Elbow after Fixation of the Proximal Ulna, *J Surg Orthop Adv.*, Spring, 24(1), 18-21, 2015.
- [34] Du, S.H., Yang, J., Huang, X.X., Guo, X.S., Feng, Y.Z., Delayed Union or Nonunion of the Ulna After Intramedullary Nailing for Pediatric Forearm Fractures, *Zhongguo Gu Shang Jul*, 27(7), 605-8, 2014.
- [35] Beutel, B.G., Klifto, C.S., Chu, A., Percutaneous Reduction and Flexible Intramedullary Nailing for Monteggia Fracture in a Skeletally Mature Patient, *Int J Surg Case Rep.*, 5(12), 1261-4, 2014.
- [36] Köse, A., Aydın, A., Ezirmik, N., Can, C.E., Topal, M., Tipi, T., Alternative Treatment of Forearm Double Fractures: New Design Intramedullary Nail, *Arch Orthop Trauma Surg.* Oct, 134(10), 1387-96, 2014.
- [37] Plate, J.F., Gaffney, D.L., Emory, C.L., Mannava, S., Smith, B.P., Koman, L.A., Wiesler, E.R., Li, Z., Randomized Comparison of Volar Locking Plates and Intramedullary Nails for Unstable Distal Radius Fractures, *J Hand Surg Am.* Jun, 40(6), 1095-101, 2015.
- [38] Lu, B., Liu, P., Wang, Y., Application of Elastic Intramedullary Nail in the Treatment of Both Ulna and Radius Fractures in Children, *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*, 94(24), 1882-5, 2014 Jun 24.

- [39] Bhat, A.K, Rao, S.K., Bhaskaranand, K., Mechanical Failure in Intramedullary Interlocking Nails, *Journal of Orthopaedic Surgery*, 14(2), 138-141, 2006.
- [40] Erdem, M., Bulut, G., Gulabi, D., Cakar, G., Raşitizm Sekeline Bağlı Unilateral Alt Ekstremitte Deformitesi ve Kısalığının Ilizarov Yöntemi ile Tedavisi, *Kartal Eğitim ve Araştırma Hastanesi Tıp Dergisi*, 3, 192-196, 2002.
- [41] Ilizarov, G.A., *Transosseous Osteosynthesis*. 1st Ed. Berlin, Germany: Springer-Verlag, 1992.
- [42] Ilizarov, G.A., Clinical Application of The Tension-Stress Effect for Limb Lengthening, *Clinical Orthop Relat Res.*, 250, 8-26, 1990.
- [43] Rozbruch, S.R., Post-Traumatic Reconstruction of the Ankle Using the Ilizarov Method, *J Hosp Special Surg.*, 1, 68-88, 2005.
- [44] Rozbruch, S.R., Di, Paola, M., Blyakher, A., Fibula Lengthening Using a Modified Ilizarov Method, *Orthopedics*, 25, 1241-1244, 2002.
- [45] Rozbruch, S.R., Paley D., Bhave A., Herzenberg J.E., Ilizarov Hip Reconstruction for the Late Sequelae of Infantile Hip Infection, *J Bone Joint Surg Am.*, 87, 1007-1018, 2005.
- [46] Eveleigh, R.J., A Review of Biomechanical Studies of Intramedullary Nails. *Med. Eng. Phys.*, 17, 323-331, 1995.
- [47] Kocaoglu, M., Cakmak, M., Basturk, S., Tuncay, I., Uzun Kemiklerin Psödoartroz Tedavisinde Ilizarov Metodu ve Klinik Sonuçlarımız, *Acta Orthop Traumatol Turc*, 30, 120-124, 1996.
- [48] Boenisch, U.W., De Boer, P.G., Journeaux, S.F., Unreamed Intramedullary Tibial Nailing – Fatigue of Locking Bolts, *Injury*, 27(4), 265-270, 1996.
- [49] Fairbank, A.C, Thomas, D., Cunningham, B., Curtis, M., Jinnah, R.H., Stability of Reamed and Unreamed Intramedullary Tibial Nails: a Biomechanical Study, *Injury*, 26(7), 483-485, 1995.
- [50] Kneifel, T., Buckley, R., A Comparison Of One Versus Two Distal Locking Screws in Tibial Fractures Treated with Unreamed Tibial Nails: a Prospective Randomized Clinical Trial, *Injury*, 27(4), 271-273, 1996.

- [51] Ramos, L., Bertrand, M.L., Parejo, N.B., Guerado, E., How Many Distal Bolts Should Be Used in Unreamed Intramedullary Nailing for Diaphyseal Tibial Fractures?, *Injury*, 43(S2), 59-62, 2012.
- [52] Lucas, B.L., Chong, A.C.M., Buhr, B.R., Jones, T.L., Wooley, P.H., Biomechanical Comparison of Distal Locking Screws for Distal Tibia Fracture Intramedullary Nailing, *J. Biomedical Science And Engineering*, 4, 235-241, 2011.
- [53] Sayana, M.K., Davis, B.J., Kapoor, B., Rahmatalla, A., Maffulli, N., Fracture Strain and Stability with Additional Locking Screws in Intramedullary Nailing: a Biomechanical Stud, *J Trauma*, 60, 1053–1057, 2006.
- [54] Griffin, L.V., Harris, R.M., Zubak, J.J., Fatigue Strength of Common Tibial Intramedullary Nail Distal Locking Screws, *Journal of Orthopaedic Surgery And Research*, 4-11, 2009.
- [55] Chan, D.S., Nayak, A.N., Blaisdell, G., James, C.R., Denard, A., Miles, J., Santoni, B.G., Effect of Distal Intramedullary Nailing of Distal Tibial Fractures: a Biomechanical Study Simulating Immediate Weight-Bearing, *Journal of Orthopaedic Trauma*, 29(2), 98-104, 2015.
- [56] Gong, F., Wang, K., Dang, X., Wang, C., Shi, Z., Effect of One Versus Two Distal Locking Bolts on the Biomechanics of Tibial Interlocking Nail: a Comparative Study Using a New Model, *Journal Of First Mil Med University*, 25(5), 488-492, 2005.
- [57] Hapa, O., Muratlı, H.H., Yüксе, L H.Y., Çelebi, L., Doğruyol, D., Biçimoğlu A., Single or Double Distal Locking in Intramedullary Nailing of Tibial Shaft Fractures: a Prospective Randomized Study, *Turkish Journal Of Trauma & Emergency Surgery*, 16(1), 33-37, 2010.
- [58] Karuppiyah, S.V., Johnstone, A.J., Distal Locking in Femoral Intramedullary Nailing System: Is One Cross Screw Sufficient?, *Journal Of Biomedical Science and Engineering*, 5, 593-596, 2012.
- [59] Means, K.R., Parks, B.G., Nguyen, A., Schon, L.C., Intramedullary Nail Fixation with Posterior-To-Anterior Compared to Transverse Distal Screw Placement for Tibiocalcaneal Arthrodesis: a Biomechanical Investigation, *Foot & Ankle International*, 27(12), 1137-1142, 2006.

- [60] Sawbones Biomechanical Test Materials Catalogue. 4th Generation Composite Bone. 4, 2015.
- [61] Heiner, A.D., Structural Properties of Fourth-Generation Composite Femurs and Tibias, *Journal of Biomechanics*, 41, 3282-3284, 2008.
- [62] Heiner, A.D., Brown T.D., Structural Properties of an Improved Re-Design of Composite Replicate Femurs and Tibias, *Transactions of The 29th Society For Biomaterials*, 26, 702, 2003.
- [63] ISO 7206-4. Implants for Surgery — Partial and Total Hip Joint Prostheses — Part 4: Determination of Endurance Properties and Performance of Stemmed Femoral Components.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : İYİDİKER, Mehmet Akif
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 25.10.1989 Stoke On Trent/İngiltere
Medeni hali : Bekar
Telefon : 0505 294 00 33
e-mail : makifiyidiker@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Lisans	TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi / Makine Mühendisliği	2013
Yüksek Lisans	TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi / Makine Mühendisliği	2015

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2013-2015	Labiotech Biyoteknoloji Laboratuvarları Protez San. Ve Tic. Ltd. Şti.	Makine Mühendisi

Yabancı Dil

İngilizce, Almanca

Yayınlar

Yaman, O., Demir, T., Arslan, A.K., İyidiker, M.A., Tolunay, T., Camuşçu, N., Ulutaş, M., On the Pullout Strength Comparison of Various Pedicle Screw Designs on Synthetic Foams and Ovine Vertebrae, DOI: 10.5137/1019-5149.JTN.8907-13.1