



**T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TİBİA KIRIKLARININ EKSTERNAL FİKSATÖR İLE TESPİTİNİN
MALZEME VE GEOMETRİ UNSURLARI YÖNÜNDEN
DEĞERLENDİRİLMESİ**

HÜSEYİN FURKAN BÜLBÜL

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. ARİF ÖZKAN**

DÜZCE, 2018

T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TİBİA KIRIKLARININ EKSTERNAL FİKSATÖR İLE
TESPİTİNİN
MALZEME VE GEOMETRİ UNSURLARI YÖNÜNDEN
DEĞERLENDİRİLMESİ

Hüseyin Furkan BÜLBÜL tarafından hazırlanan tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Arif

ÖZKAN

Kocaeli

Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Doç. Dr. Arif

ÖZKAN Düzce

Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi İbrahim

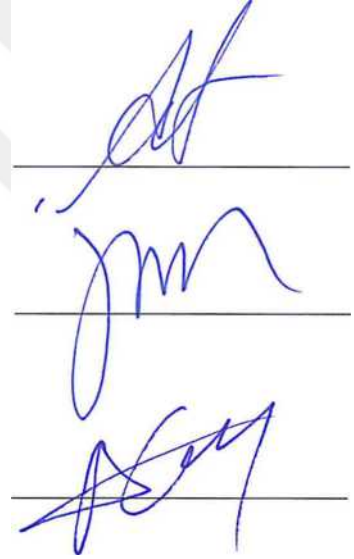
MUTLU Kocaeli

Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Aykut

EKEN Düzce

Üniversitesi



Tez Savunma Tarihi: 11/07/2018

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

11 Temmuz 2018

Hüseyin Furkan BÜLBÜL

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans öğrenimimde ve bu tezin hazırlanmasında gösterdiği her türlü destek ve yardımdan dolayı çok değerli hocam Doç. Dr. Arif ÖZKAN 'a en içten dileklerimle teşekkür ederim. Ayrıca modelleme ve tasarım aşamasında desteklerinden dolayı Kocaeli Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği bölümüne teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma boyunca yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen sevgili aileme ve çalışma arkadaşlarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

11 Temmuz 2018

Hüseyin Furkan BÜLBÜL

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ŞEKİL LİSTESİ.....	VII
ÇİZELGE LİSTESİ.....	VIII
KISALTMALAR.....	IX
ÖZET	X
ABSTRACT	XI
1. GİRİŞ.....	1
1.1. LİTERATÜR TARAMASI.....	1
1.2. TİBİA	6
1.2.1. Kemik Yapısı ve Kemik Kırıkları	8
1.2.1.1. <i>Kemik Yapısı</i>	8
1.2.1.2. <i>Kırık Kemik Oluşumu</i>	10
1.2.1.3. <i>Kırık Kemiğin İyileşmesi</i>	10
1.3. KIRK TESPİT CİHAZLARI	12
1.3.1. İnternal Fiksator	13
1.3.2. Sirküler Fiksatorler	14
1.3.3. Monolateral Eksternal Fiksator	16
1.4. FİKSATÖR PARÇALARI.....	17
1.4.1. Schanz Vidası	17
1.4.2. Klemp (Ara Bağlantı)	18
1.4.3. Rod (Çubuk).....	19
1.5. FİKSATÖRLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ.....	20
1.6. ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR YÖNTEMLERİ	22
2. MATERYAL VE YÖNTEM.....	27
2.1. ÜÇ BOYUTLU BİLGİSAYARLI MODELLEME	28
2.2. SONLU ELEMANLAR MODELİ OLUŞTURMA	30
2.3. KUVVET ANALİZİ	37
3. BULGULAR VE TARTIŞMA	42

3.1. TİBİA KIRIĞI	42
3.1.1. Gergi Telleri	43
3.1.2. Rodlar	43
3.1.3. Halkalar	44
3.1.4. Schanz Vidası	45
3.1.5. Tibia Kemiği.....	46
3.2. MALİYET HESABI	48
4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	50
5. KAYNAKLAR.....	53
ÖZGEÇMİŞ.....	58



ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1.1. Tibia (Kaval kemiği).	7
Şekil 1.2. Alt Ekstremit (Tibia, Fibula).	9
Şekil 1.3. Mekanik etkiler.	9
Şekil 1.4. a) Yangı evresi b) Yangı-onarım evresi c) Onarım evresi d) Onarım- şekillenme geçiş evresi e) Şekillenme evresi.	11
Şekil 1.5. İnternal Fiksator.	13
Şekil 1.6. Halka tipi Eksternal Fiksator.	14
Şekil 1.7. Fiksator uygulanmış Tibia gösteriminin önceki ve sonraki röntgen resimleri.	15
Şekil 1.8. Çoklu Schanz vidalı fiksasyonu.	16
Şekil 1.9. Monolateral Eksternal Fiksator.	17
Şekil 1.10. Schanz vidası.	18
Şekil 1.11. Ara bağlantı elemanı.	19
Şekil 1.12. Rod (Çubuk).	19
Şekil 1.13. ANSYS programında halka tipi eksternal fiksator.	23
Şekil 1.14. ANSYS programında kemik analizi.	24
Şekil 1.15. MIMIC yazılımından görüntü.	25
Şekil 1.16. Adams programı.	25
Şekil 1.17. LS-DYNA programı.	26
Şekil 2.1. Ilizarov sistemine ait donanımsal parçalar.	28
Şekil 2.2. Ilizarov sisteminin görünüşü.	29
Şekil 2.3. Sonlu Elemanlar Modeli.	32
Şekil 2.4. Kuvvet ve sınır şartları.	37
Şekil 3.1. 316L için bulunan deplasman değerleri.	43
Şekil 3.2. Tibia kırığı analiz sonucu elde edilen gerilmeler.	44
Şekil 3.3. CoCrMo alaşımı için deplasman değerleri.	45
Şekil 3.4. Ti6Al4V alaşımı için deplasman değerleri.	46
Şekil 3.5. Sonlu elemanlar sonuçları. a- 316L paslanmaz çelik, b- Ti6Al4V alaşımı, c- CoCrMo alaşımli model.	47

ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Çizelge 1.1. Fiksator standart özellikleri için göz önüne alınacak hususlar.	21
Çizelge 2.1. Kemiklerin ve kas dokularının mekanik özellikleri	27
Çizelge 2.2. Kullanılan malzeme özellikleri.....	31
Çizelge 2.3. Metallerin mekanik değerleri.....	33
Çizelge 2.4. Krom kobalt temsili değerleri.....	35
Çizelge 2.5. Krom kobalt değerleri.....	35
Çizelge 2.6. Titanyum alaşımlarının özellikleri malzeme ve kırık farklarının tiplerine göre.....	36
Çizelge 3.1. Ilizarov sisteminin parçalarında oluşan maksimum von mises gerilme değerleri (MPa).....	48
Çizelge 3.2. Kullanılan malzemelerin maliyet hesabı.	49

KISALTMALAR

Al	Alüminyum
BT	Bilgisayarlı Tomografi
Co	Kobalt
Cr	Krom
FEM	Finite Element Analysis (Sonlu Elemanlar Analizi)
GPa	Giga Pascal
kg	Kilogram
M	Moment
m	Kütle
MIMICS	Materialise's Interactive Medical Image Control System
MPa	Mega Pascal
N	Newton
Ni	Nikel
Ti	Titanyum
3B	Üç Boyutlu

ÖZET

TİBİA KIRIKLARININ EKSTERNAL FİKSATÖR TESPİTİNİN MALZEME VE GEOMETRİ UNSURLARI YÖNÜNDEN DEĞERLENDİRİLMESİ

Hüseyin Furkan BÜLBÜL

Düzce Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Doç. Dr. Arif ÖZKAN

Temmuz 2018, 57 sayfa

Bilgisayar destekli uygulamalar son dönemde cerrahi öncesi planlama ve detaylandırma amaçlı sıklıkla kullanılmaktadır. Bu sistemler temel olarak, 3B tarama verilerinin ya da radyoloji görüntülerinin yazılımlar yardımıyla işlenmesi sonrasında elde edilen modelin uygulamaları ile işlev bulmaktadır. Bu amaç ve yöntemler ile teşhis-tedavi planlamasının yapılması, mevcut uygulamaların geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Aynı zamanda bu tarz çalışma ve uygulamalar, kemik/yumuşak doku yapılarının anatomik olarak yük taşıma uygunluklarını hesaplamak içinde uygun yöntemlerdir. Sonlu elemanlar yöntemi de bu tip bir uygulama ara yüzü olup, son yıllardaki yazılımların çözüm konusunda gösterdiği doğru sonuçlar nedeniyle ortopedi ve mekanik alanında sıklıkla tercih edilmektedir. Ortopedi alanında, kol ve bacak kırıklarının tedavisinde harici tespit sistemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Hâlihazırda bulunan veya temin edilebilen harici tespit elemanlarının hepsi kendine has kullanım alanlarına sahiptir. Bu sebeple karakteristik tür ve kısıtlamalara sahiptirler. Bu çalışmada alt ekstremitte kemiklerinden tibia'nın harici tespit sistemleri ile kırık tespiti sonrasındaki yük taşıma miktarı farklı geometri ve malzemeye sahip tespit sistemleri için değerlendirilecektir. Böylelikle harici tespit sistemlerine bir kıyaslama ile öneriler sunulmuş olmaktadır. Buna ek olarak, değişik boyutlarda kurgulanabilen yeni bir harici tespit sistemi ve bu sistemin geometrik modeli de elde edilmiş olmaktadır.

Anahtar sözcükler: Alt ekstremitte, Eksternal fiksator malzemeleri, Harici tespit sistemi, Sonlu elemanlar, Tibia.

ABSTRACT

EVALUATION OF TIBIA FRACTURES BY EXTERNAL FIXATION IN TERMS OF MATERIALS AND GEOMETRY ELEMENTS

Hüseyin Furkan BÜLBÜL

Düzce University

Graduate School of Natural and Applied Sciences, Department of Mechanical
Engineering.

Master's Thesis

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Arif ÖZKAN

July 2018, 57 pages

Computer aided applications are frequently used for pre-surgery planning and detailing. These systems basically function by observing the model obtained after the processing of the 3D scan data by the software with the help of the radiology images. These aims and methods are being used increasingly in order to make diagnosis-treatment planning, to be improved and to be taken into the practice of the surgeon. At the same time, such studies and applications are suitable methods for calculating the anatomically load bearing suitability of bone / soft tissue structures. The finite element method is also an application interface of this type and it is frequently preferred in the field of orthopedics and mechanics due to the solution accuracy of software in recent years. In the field of orthopedics, external fixation systems are widely used in the treatment of arm and leg fractures. Existing fasteners that are available or available have different types and restrictions in their area. In this study, the external fixation systems of the tibia from the lower extremity bones and the load carrying capacity after fracture detection will be evaluated for detection systems with different geometries and materials. In this way, a comparison with the external detection systems is presented. In addition, a new external detection system that can be constructed in different sizes and the geometric model of this system is obtained.

Keywords: External fixation system, Finite element analysis, Fixator materials, Lower extremity, Tibia.

1. GİRİŞ

1.1. LİTERATÜR TARAMASI

Kemikler pasif hareket organlarının en önemli kısımlarını meydana getirirler. Vücudun değişik yerlerinde, değişik yapı ve durumlarda bir araya gelen kemikler, bir yandan vücudun iskeletini oluştururken, öte yandan beyin, omurilik, bazı duyu organları ve iç organları koruyucu görevler de yüklenmişlerdir. Belirli tarzlarda ve durumlarda bir araya gelen kemikler eklemleri meydana getirerek, vücudun hareketini sağlarlar.

Kemiklerdeki kırık tedavileri her zaman travmatolojinin en önemli sorunlarından olmuştur. Kırık tedavisi için pek çok yöntem geliştirilmiş olsa da en çok tercih edileni fiksatorlerdir. Kırık tedavilerinin tarihine bakacak olursak en çok bilinen bulgular arasında milattan önce Çinliler, Afrikalılar ve Mezopotamyalıların kol ve bacak kemiklerindeki kırıkları tahtadan veya bambu kamışlarından yaptıkları desteklerle tedavi etmeye yönelik çalışmalar vardır [1].

Mevcut bilgilerimize göre, daha önce yapılan biyomekanik araştırmalarda eksternal fiksatorlerin diz altı bölgesi için olan uygulamalarında klinikçilerin kullandığı metotlar 30 yıldır çok az değişikliklere uğramıştır. Bu değişikliklerin içinde vida genişliği tibianın kişiden kişiye değişen özellikleri dikkate alınmamıştır. Eksternal fiksatorde kullanılan materyalin yoğunluğu fiksasyon sisteminin kullanılmasında daha etkili olduğu görülmüştür [2].

Kırık kemiğin uygun bölgelerinden, kemiğe dışarıdan uygulanan vida veya tellerin yardımıyla, dışarıda metal cihazlarla birbirine bağlanıp, fragmanlara hâkim olunması ve tespit sağlanması yöntemine eksternal fiksasyon denir. Eksternal fiksasyon yöntemi için kullanılan cihazlara da eksternal fiksator denilmektedir [1].

Kemik deformasyonu düzeltmeye dair harici olarak uygulanmış fiksasyon ilk kez Hipokrat tarafından kırık tedavisinde kullanıldığı bilinmektedir. Uzun yıllar boyu kullanılan bu yöntemler geçen zamanla birlikte işlevsellik kazanıp yaygınlaşsa da bu alanda en önemli adım Ilizarov'un geliştirip kullandığı halka fiksatördür. Halka fiksator ile kemik yapısının her yönden kontrollü bir şekilde yönlendirilmesi mümkün olmuştur.

Böylece sadece kemik kırıklarını tedavi edici olmanın yanında diğer kemik deformasyonlarında, açılal kemik bozukluğu, kemik uzatma operasyonları gibi, kullanılabilecek hale gelmiştir. Bunun getirdiği dezavantaj matematiksel modellerdir. Günümüzde kullanılan bilgisayar yazılımlarının desteği ile matematiksel modeller için gerekli parametreleri elde etmek ve gerekli hesaplamaları gerçekleştirmek büyük oranda kolaylaşmıştır. Farklı modeller için geliştirilen farklı matematiksel modeller pek çok fiksator sistemi için gerekli avantajları da sağlamaktadır [3].

Mevcut sistemlerde olmayan ve değinilmesi gereken bir diğer önemli nokta da tekil durumudur. Tekil olması sistemin düzgün bir şekilde çalışması için gereklidir. Harici fiksator sistemlerinde, iyileşmenin gerçekleşmesi için, sistemin stabil olması önemlidir ve tekil durumlarda bu mümkün değildir. Tekil olmayan güvenceli kullanıma dayalı, özgün bir harici fiksator sisteminin kemik fragmanlarının anatomik eksenlerinde hizalanmasına ilişkin çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmada, ortaya konan harici fiksator, bu fiksatorü ve çekilen filmlerle tıbbi verileri dikkate alan cihazın etkinlikle uygulanmasını esas alan bir kuram ve bu kuramın bilgisayarla uygulanmasına ilişkin kullanıcı dostu ara yüzler geliştirilmiş ve hazır yazılımlar üzerinden simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Makalenin son bölümünde ara yüz ve simülasyonlar üzerinden elde edilen sayısal çıktıları yer verilmiştir.

Tibia yapısı ve insan vücudunda ki konumu gereği insan vücudunu taşıyan bir kemik olup, özellikle açık kırıkları çok yüksek oranda enfeksiyon, kaynama gecikmesi, kaynamama ve amputasyonla sonuçlanma riski taşır. Bu sebeple tibiada açık parçalı kırık oluşma riski özellikle yüksek enerji içeren travma sonucu oldukça yüksektir. Bu tür deformasyonlarda yumuşak dokuda meydana gelen hasarlarda bu tür kırıklara dikkat edilmesi gerektiğinin bir başka nedenidir. Tibia gibi uzun kemiklerin tedavisinde genellikle alçı, plak-vida, intramedüler çivileme ve eksternal fiksasyon gibi yöntemler kullanılmaktadır. Bütün yöntemlerin kendine has avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Alçı kullanılan yöntem nispeten ucuz olmasının yanında geç kaynama ve hatta kaynamama gibi riskler taşır [4].

Plak-vida yönteminin kullanılması kırığın bulunduğu bölgeyle ilişkilidir. Metafiz ve eklem için kırıklarda tercih edilir.

Metafiz, uzun kemiklerin bölgelerinden biridir. Kemiğın iki ucunda yer alan şişkin bölgenin ortadaki uzun kemik şaftına geçişinde yer alan bölgenin ismidir. Geçiş bölgesi

olmasından dolayı oldukça küçük bir bölgedir.

Eklem, Kemiklerin birbirine bağlandıkları noktalarda yer alan eklemler hareketi İskeletin hareketini kolaylaştıran en önemli yapılardan biridir.

İntramedüler çivileme yöntemi bir patojenin bulaştığı durumlarda tavsiye edilmese de az önce bahsedilen yöntemlerin uygulandığı durumlarda tercih edilebilir. Ayrıca çivilerin tibia proksimal ve distalindeki kırıklarda kullanımı sınırlıdır. Eksternal fiksatorler ise teknolojik gelişmeler sayesinde diğer yöntemlerden daha istikrarlı ve daha az istenmeyen patojenin işin içine girmemesini de sağlar. Bu sebeple bütün dezavantajlarına rağmen eksternal fiksatorler en çok kullanılan yöntemlerden biridir. Özellikle yuvarlak, sirküler, tipte olanları ile kullanılan ince K-telleri nedeniyle diğerlerine göre daha az iltihap kapma olasılığı da vardır. Parçalı ya da kemik kayıplı, kontamine yaralanmalarda endosteal ve periosteal dolaşımı koruyarak iyi bir tedavi olanağı sunmaktadır. Parçalı tibia kırıklarından olan açık veya kapalı tip C kırıklarının tedavisinde de intramedüller çivi ve eksternal fiksatorler tüm dezavantajlarına rağmen sıklıkla kullanılmaktadır [5].

Fiksasyon sisteminin sertliği, iyileşme sürecine olumlu olarak yansımaktadır. Eksternal fiksatorlerin uygulanmasında pek çok etken göz önüne alınmalıdır. Kan damarları ve lifler gibi kanal sistemlerinin yerleri, kas kütesinin durumu ve kemik çevresinde yer alan dokular istenmeyen deformasyonlardan uzak tutulmalıdır. Tek taraflı uygulamalar özellikle eğilme direncine karşı zayıftır. Bunun sebebi kemiğin taşıdığı ağırlık yükünün yönü uygulanan fiksasyon sisteminin üzerine düşmemesinden kaynaklanır. Bu tür uygulama zorluklarına karşı genelde kemiği başka yönlerden de destekleyen fiksasyon yöntemleri kullanılır. Ilizarov gibi halka türü fiksasyon yöntemi buna örnek gösterilebilir. Bir başka yöntem ise fiksasyon sisteminin sertliğini arttırmaktır. Böylece kemik üzerine gelen yük uygulanan fiksasyon sistemine doğrudan etki etmese bile gerekli desteği sağlayabilir [6].

Genellikle fiziksel modelin deneysel süreci mekanik özelliklerinin görülmesi için yeterlidir. Son zamanlarda yapılan uygulamalarda ise sonlu elemanlar yöntemi gittikçe yaygınlaşmaktadır. Sanal ortamda simüle edilen malzemeler ve sistemler ile mekanik özelliklerin çıkartılması süreci önemli ölçüde azalmıştır. Özellikle biyomekanik alanda hem ortopedi alanında hem de veterinerler için gerçeğe yakın sonuçlar sağlayabilmektedir [6].

Eksternal iskelet fiksatorleri hastadan hastaya değişiklik gösteren durumlar için uygulanabilir bir yöntemdir. Uygulamanın çok yönlü katkısı, sanal ortamda yapılan simülasyonlar ile mekanik özelliklerin belirlenmesinde ve cerrahın uygun yöntemi belirlemesinde istenmeyen bir durum olma ihtimalini azaltmaktadır. Sonlu elemanlar yönteminin sağladığı 3B düzenlemeler, yük analizleri ve daha fazlası için esnek bir çalışma ortamı sunmaktadır [6].

Eksternal fiksator kırık yeri açılmadan kullanılabildiği için en büyük avantajları, kırık iyileşmesini bozmama ve açık cerrahinin yan etkilerinden kaçınmadır. Eksternal fiksatorlerin malzemeleri arasında vida, klemp ve rod her daim bulunur. Bu malzemeler içinde en önemli paya sahip olan vidalardır. Vidalar kemiğe binen yükü eksternal fiksatöre taşıyarak kemikteki deformasyonun daha kötüye gitmesini önler. Ancak vidanın zaten deforme olmuş olan kemiğe yerleştirilmesi gerekmektedir. Canlı dokuya yapılacak dışarıdan bir müdahale olduğu için tercih edilmeyen bir durumdur. Bu nedenle üretiminden, uygulama alanına kadar gerekli kurallara uyulması önem arz eder. Bu kuralların imalat aşamasına dair en önemlisi korozyona maruz kalmayacak malzeme kullanma gereğidir. Bu uğurda en çok tercih edilen malzeme paslanmaz çeliktir. Malzeme gereği vida, deri altında yüksek korozyon ve enfeksiyona sebebiyet vermeyecek alaşımlardan yapılması gerekir. Vida çapı kişiden kişiye farklılık gösterebileceği için kemik kalınlığı, yaş ve kullanma yerine bağlı olarak farklı değerlerde üretilir [1].

Vidaların kemikte uygulanacak yerleri için yapılan bir çalışmada bu yerlerin anatomik, mekanik önem ve fiksator yapılanmasına bağlı olduğu belirtilmiştir. 2002 yılında yapılan bu çalışmada uygun vidaların kemik içinde güvenli, güvenli olmayan ve tehlikeli olacağı yerler tespit edilmiştir [7].

1999 yılında yapılan bir çalışmada eksternal fiksator ile kırık tespiti sonrası günlük yaşamda pek çok olumsuzluk gözlenmiştir. Hastaların gözlem süresi 12-39 ay arasında olup yan etkilerin gözlendiği süre boyunca femur ve tibia için çeşitli etkiler gözlenmiştir. Bu etkilerden olumsuz olanları vida gevşemesi ve vida yolunda istenmeyen patojenler olarak tespit edilmiştir. Fiksasyonun mekanik yetersizliği, vida eğilmesi, vida yerleşimi sırasında [8].

1982 yılında yapılan tavşan kemikleri için olan çalışmalardan birinde titanyum implant üzerinde yoğunlaştırılmıştır. Bu çalışmada ortaya çıkan sonuç ise 53 santigrat derecede

kan dolaşımının azaldığıdır. Belirlenen sıcaklık, kemik dokusunun termal kritik sıcaklığı olarak tespit edilmiştir. Bu sebeple kemiğe tutturulan vida ve diğer implantların işlem sırasında ortaya çıkacak olan termal sıcaklıktan olumsuz yönde etkilenecekleri için vidalama sırasında dikkat edilmesi gereken noktalar vardır. Özellikle sürtünme, sıkışma ve delme önem arz eder [9].

2005 yılında yapılan araştırmalardan biri ortaya koymuştur ki femur kırıklarında uygulanan fiksasyon sistemlerinde kullanılan vidaların kullanılmasında veriler elde edilmiştir. Bu verileri belirlemek için 22 hastada oluşan komplikasyonlar ele alınmıştır. Oluşan komplikasyonların en önemlisi vida enfeksiyonudur. Vida uygulanması sırasında yapılan operasyondan kaynaklanan yetersizliği sebebiyle kırılmalar ve deformasyonlar gözlenmiştir. Sonuç olarak kesin bir yargıya varılmasa da kırık şekli, hareket verme durumu, fiksator tipi, vida çapı ve vida sayısına bağlı olduğunu belirlemişlerdir [10].

1993-1995 yıllarında bir grup araştırmacının yaptığı çalışmalara göre birden fazla sayıda vida kullanımının gerçekleştiği uygulamalarda cerrahi yara yerinin küçük olması ile belirlenen avantajlar vardır. En büyük avantaj kan kaybının az olması ile hastanın erken yürümeye başlamasıdır. Elbette belli bir yaşın üstündeki hastaların kemiklerindeki kırılabilirlik sebebiyle risk faktörü yüksek grupta yer alırlar. Bu çalışmadan çıkarılan sonuç vidaların mümkün olduğunca küçük olması gerektiği düşünülebilir. Günümüz teknoloji ile yapılan pek çok cerrahi çalışmada kullanılan küçük kameralar ile açılan yara her zamankinden daha küçük olmuştur. Ancak bütün bu çalışmalar, hala ekonomik olarak tercih edilecek noktada değildir.

2005 yılında, Mutlu ve Kurt tarafından yaptıkları çalışmalarda kırık kemik deformasyonlarını düzeltmeye yönelik kullanılan halka tipi fiksatorler üzerinde bazı testler yapılmıştır. Halka tipi fiksatorler sayesinde uygulanan tedaviler ile kemiklerin istenilen konumda kalması sağlanır. Üç farklı malzemeden üretilen fiksator ve fiksator halkalarının değişik konumlarda yerleştirilmesi ve üzerine binen yüklere karşı davranışlarını incelemişlerdir. Kullanılan malzemeler alüminyum (Al) alaşım, karbon elyaf ve polieterimid reçineden imal edilmiş olup aynı çapta halka fiksatorlerin 1,8 mm çaplı elik teller ile birleştirilmesinden oluşur. Sonuç olarak Al alaşımda en az yer değişirme gözlenmiş ve karbon elyaf ve polieterimid reçinede birbirlerine yakın tepkiler alınmıştır. Literatür çalışmasına bakarsak kullanılacak malzeme için önce elik daha sonra ise Al alaşımlar basma yüklerine karşı en iyi performansı vermektedir.

Ancak hastanın kaslarına binen yük göz önüne alındığında çelik malzemenin ağırlığı yerine Al alaşımının hafifliği tercih edilmelidir [1].

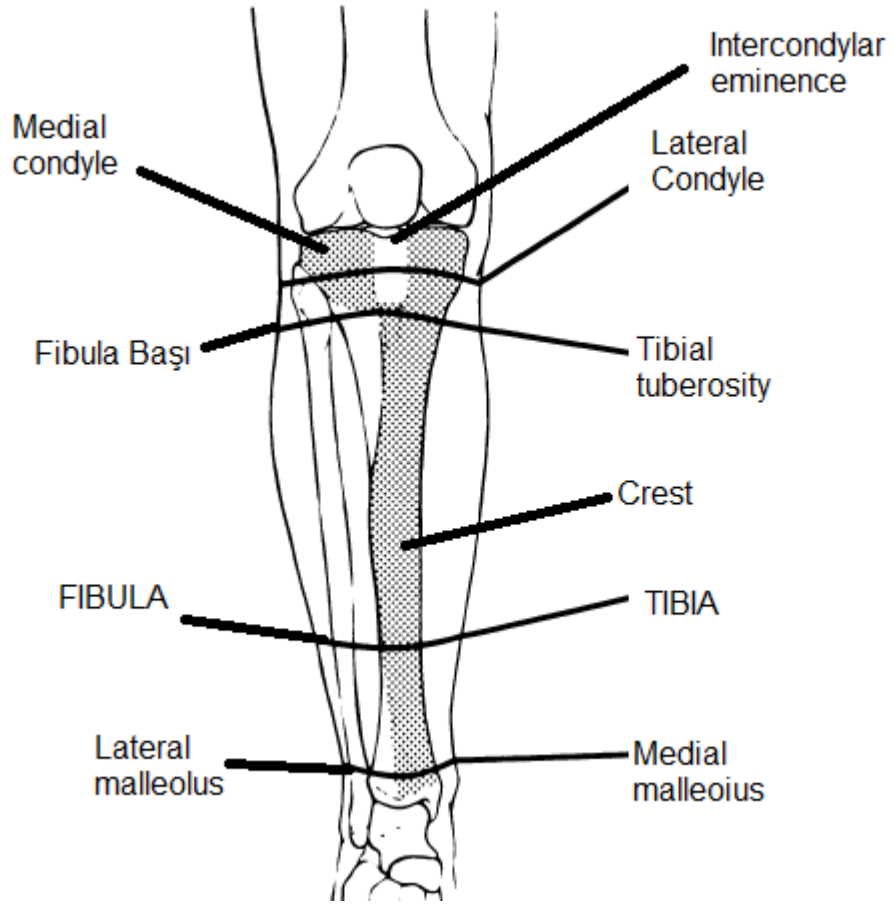
2004 yılında yapılan çalışmalardan birinde omurga kemiğinde kullanılan vida nedeniyle fiksasyonda ortaya çıkan stabilitenin çıkarma testi ile önem kazandığı düşünülmektedir. Konuyla ilgili yapacakları araştırma için 3 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile çıkarma kuvvetleri elde edilmiştir. Vida modellemesini PRO/ENGINEER programı, çıkarma kuvvet analizi içinse ANSYS programı kullanılmıştır. Analiz yapıp ortaya çıkan sonuçlar değerlendirildiğinde kemik vida bağlantı yerinde vidanın dış üstü çapında kemik kararlı bir biçimde yer aldığı görülmüştür. Çıkarma kuvvetlerini etkileyen nedenler belirlenmiş ve en bu nedenlerin en büyüğü olarak kemiğin kendisi olarak belirlenmiştir. Diğer etkenler ise vida dış üstü çapı, dış dibi çapı, vida adımı ve kemiğe gömülü kısmın uzunluğundan kaynaklı kuvvetler olarak belirtilmiştir [11].

Fiksasyon sistemi için plastik malzeme kullanılan bir deneyde kemik vidaların malzemeye vidalanması makine ile uygulanmıştır. Makine ile uygulama öncesi belirlenen bazı standartlar şu şekildedir. 27 mm dış çap, 3mm et kalınlığı, Tufnol isimli plastik kompozite, vida uygulanması öncesi 4,5 mm'lik matkap ile delinmiştir. Vidalar 5 dev/dak ile uygulanmış ve çıkartılmıştır. Sonuç olarak ölçülen değerlerden en büyüğü vidayı takarken ortaya çıktığı gözlenmiştir [12].

1.2. TİBİA

Kemikler pasif hareket organları içinde en önemli konumdadırlar. Vücudun farklı bölgelerinde ve farklı yapı ve koşullarda bir araya gelen kemikler, bir yandan vücudun iskeletini oluştururken, öte yandan iç organları ve bazı duyu organları yanında beyin ve omurilik gibi sağlıklı bir vücut için gerekli iç organları da koruma görevini yerine getirirler. Uygun şekilde bir araya gelerek eklemleri meydana getiren kemikler vücudun hareketinde temel görevi de yüklenmişlerdir.

Tibia, halk arasında kaval kemiği olarak da bilinen ve diz ile ayak bileği arasında kalan kalın kemiğin tıp dilindeki ismidir [13]. Bu bölgede bulunan ve tibia ile karşılaştırıldığında daha ince ve esnek olan diğer kemiğin ismi ise fibuladır. Şekil 1.1'de tibia yani kaval kemiğinin bölümleri yüzeysel olarak gösterilmiştir.



Şekil 1.1. Tibia (Kaval kemiği) [13].

Herhangi bir kırıldak dokuya sahip olmamakla birlikte hareket kabiliyetinden de yoksun olan bu kemik fibuladan daha iri ve kalın olup femurdan daha incedir. Taşıdığı yük ve konumu sebebiyle insan vücudunda femurdan sonraki en kalın kemik olma özeliğini taşır. Bacak kemikleri vücudu destekleyip taşımasının yanında yer değiştirmeyi de sağladığı için bedendeki en güçlü kemikler olma vasfına sahiptir.

Diz altı ve ayak bileği üstünde yer alan bölgede ki fibia tibia'nın ön kısmına verilen isimdir ve sıklıkla fibula ile karıştırılır. Kaval kemiğinin aşağı ucuna doğru gidildikçe kemiğin üst ucu, diz altında kalan kısmından daha dar bir şekilde olduğu gözlenir.

Vücudun en uzun, en fazla yük taşıyan kemiği femur aynı zamanda çevresinde en çok kas bulunan ve direkt darbelere ve zorlamalara maruz kalan bir kemik olup üzerine binen yükleri tibiaya ilettiği için, kaval kemiği femurdan gelen yükleri taşımak durumundadır. Bu iki kemik vücudun temel fonksiyonlardan olan ayakta durma, yürüme, koşma, atlama, zıplama gibi faaliyetleri yerine getirmede ki rolü yerine getirirler.

Dayanıklılık için bir model çıkartmak gerektiğinde yapılan kabullerden bazıları şu şekildedir. Yürürken eksenel kuvvet milimetre başına 4.7 kg vücut ağırlığına ve eğilme momenti milimetre başına 71.6 kg vücut ağırlığına tekabül eder [14].

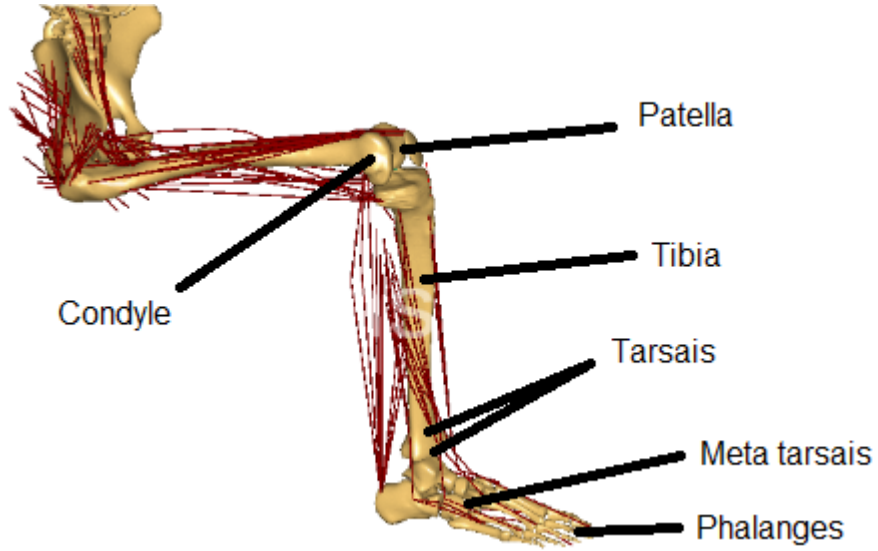
1.2.1. Kemik Yapısı ve Kemik Kırıkları

1.2.1.1. Kemik Yapısı

Osteoblast (kemik yapıcı hücreler) belli bir şekil kazanarak kemik hücrelerini oluştururlar. Kemik, esasen organik ve inorganik elemanlardan meydana gelir. Yetişkinlerde ve diğer yaş gruplarında değişkenlik gösterse de temel olarak kabulü şu şekildedir. Ana maddesi 2/3 oranında mineral tuzlar, kalanı ise organik esas maddeden meydana gelir. Taze kemikteki esneme özelliği vücut yapısına iyi bir temel olarak görev yapmasını sağlar. Bu durum kemik esas maddesi içindeki bağ dokusu lifleri ile sağlanır. Vücuttaki kalsiyumun %99 gibi büyük bir bölümünü depo olarak içinde barındıran kemikler bu sayede röntgen ışınlarını geçirmeme gibi bir özelliğe sahip olmuştur. Bu bakımdan kırığın yerini, şeklini ve yapısını belirlemede röntgen ışınlarının kullanılması sıklıkla tercih edilir. Hekimler tarafından röntgen tetkik ve teşhislerde de kullanılır.

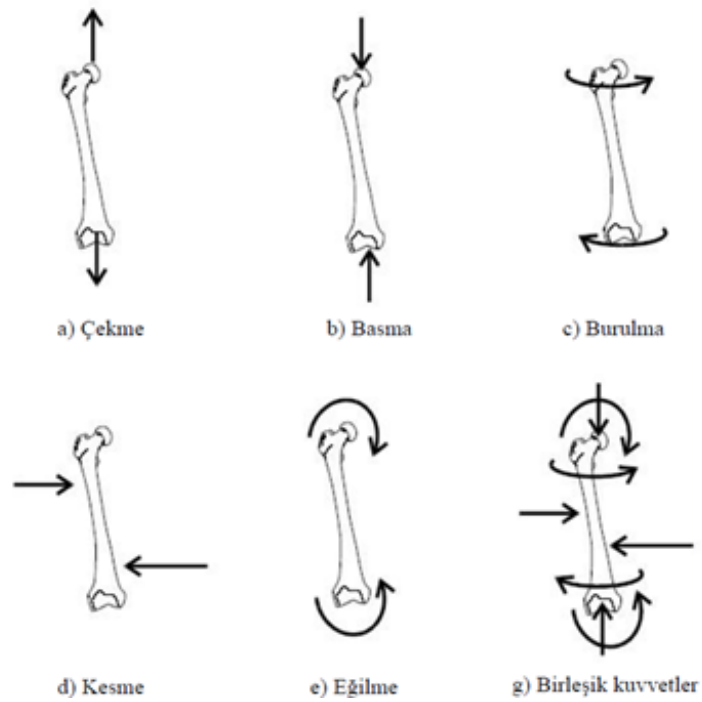
Vücuttaki kemikler belli kategorilere ayrılır. Kemikleri şekillerine göre ayırdığımızda kısa, uzun ve yassı olarak değerlendiririz. Örneklerle açıklayacak olursak Kürek kemikleri (scapula) yassı kemiklere, el ve ayak kemikleri kısa kemiklere girer. Uzun kemikler, boru şeklinde ve içleri boşluklu olarak tanımlanır. En sık rastlanan örnekleri kol ve bacak kemikleridir.

Alt ekstremité, Şekil 1.2’de görüldüğü üzere kalça ile ayak arasında kalan vücut bölgesine verilen isimdir. Maruz kaldığı ağırlık nedeniyle vücudun en kuvvetli kemik, eklem ve kasları burada bulunur. Bu çalışmada kemik bölgesiyle, daha spesifik olmak gerekirse tibia bölgesinden bahsedilecektir.



Şekil 1.2. Alt Ekstremit (Tibia, Fibula) [15].

Kemiklerin yüzey kısımlarında yer alan adeta bir kabuk yapı bulunur. Bu yapı sert ve sağlam özellikler gösterir. En dış kısmında ki korteks kısmı ise en sert kısımdır. Uzun kemiklerin uçlarında kalan kısım epiphys olarak adlandırılır ve gevşek bir yapı içinde bulunup özel yapılanmalara sahiptir. Bu şekiller gerekli hareketi sağlayacak ve vücut bütünlüğünü devam ettirmeye yardımcı yapıdadır. Bu bakımdan sahip olduğu küçük gözenekler ile mevcut bölgeye etki eden basınç ve çekme kuvvetlerine göre şekillenmiştir. Bu şekillenme Şekil 1.3'te verilen mekanik etkiler altında incelenmiştir.



Şekil 1.3. Mekanik etkiler [1].

1.2.1.2. *Kırık Kemik Oluşumu*

Dıştan ve ya içten etki eden kuvvetlerle kemik dokusunda oluşan ayrılma veya kemik anatomik bütünlüğünde meydana gelen deformasyonlar sonucu kemiğin bütünlüğünün bozulmasına “Kırık” denir. Kırık, kemiğin kalitesine bağlı olarak ufak bir çatlak, bir veya birden fazla kemiğin deformasyona uğraması, eklemlerde görülebilecek kırık çıkık gibi değişkenlik gösterebilir. Kemiğin kırılması sonucu kemikte meydana gelen deformasyonların yanında kırığın etrafında yer alan kaslar, tendonlar, damarlar, sinirler ve organlarda yaralanabilir.

Bir doku ve ya organın yapısını, biçimini ve ya her ikisini, maruz kaldığı yüksek enerjiye tepki vermesi sonucu oluşan yerel doku yaralanmalarına travma denir. Bu tür bir yaralanma sonucu ortaya çıkan deformelerin kemikte görülmesi ve kemiğin verdiği mekanik tepki ise kemiğin kırılmasıyla sonuçlanır.

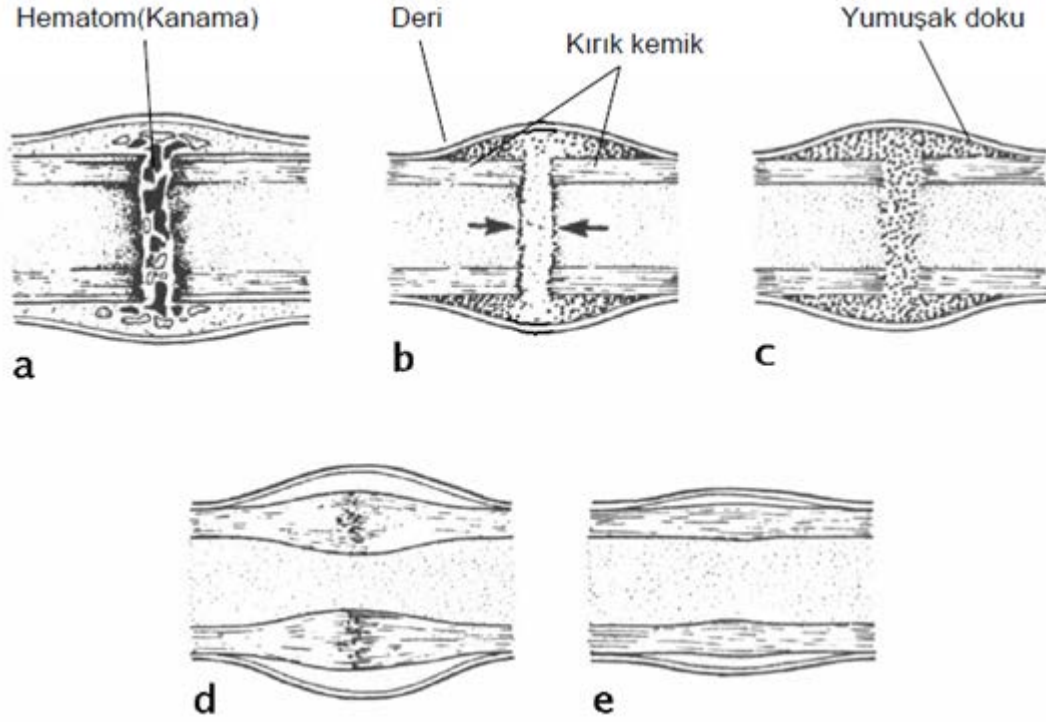
Kırıkların en çok görüldüğü yerleri şu şekilde verebiliriz. Araç içi ve ya araç dışı trafik kazaları, düşme, çarpma, ev içi kazalar, iş kazaları, spor kazaları, deprem, maden kazaları, ateşli silah yaralanması, darp edilme, dövülme, kesici ve delici alet yaralanmalarıdır. Örnekler çoğaltılabilir. Sağlam durumdaki kemiğe dışarıdan gelen ve kaslar tarafından oluşan iç kuvvetlerle meydana gelen zorlamalar da kemikte kırık oluşuma neden olabilir.

Kırık sonucu kemiğin stabil ve istenmeyen hareketlere maruz kalıp durumu daha da kötüleştirmemesi için fiksasyon sistemleri tercih edilir. Bu bakımdan tercih edilen eksternal fiksatörler rijit tespit yapılması ile kırık iyileşmesini sağlar. Ancak eksternal fiksatör ile yapılan müdahalede çivi yolu enfeksiyonu ve çivilerde gevşemenin yanında çivilerin nüfuz ettiği alanda gerek işlem sırasında gerek işlem sonrasında meydana gelebilecek olumsuzluklar da mümkündür. Kırık iyileşmesi tamamlanana kadar meydana gelebilecek vida boşalması, eğilmesi, enfeksiyonu fiksatörün mekanik aksamında istenmeyen etkilere ve dolayısıyla kemiğin kaynamasında gecikmelere sebep olabilir.

1.2.1.3. *Kırık Kemiğin İyileşmesi*

Kırık iyileşmesine yönelik pek çok araştırma yapılmıştır. Yapılan deneylerde D vitamini, K vitamini, kalsiyum ağırlıklı vitamin, mineraller, büyüme faktörü ve elektrik uyarıları kırık iyileşmesinin bağlı olduğu etkenlerdir. Kırık iyileşmesi için başlıca 3 evrede gerçekleştiği kabul edilmiştir. Şekil 1.4’te bu evreler basitçe gösterilmiştir.

İyileşme evreleri lineer bir sırayla gerçekleşmez. Biri bitmeden bir sonraki evreye geçebilir.



Şekil 1.4. a) Yangı evresi b) Yangı-onarım evresi c) Onarım evresi d) Onarım-şekillenme geçiş evresi e) Şekillenme evresi [1].

İlk evre, enflamasyon 1-4 gün arasında sürer. Bu evrede kırığın olduğu bölgede kan ve lenf sıvısı toplanır. Kırık hematomu denilen bu aşama iyileşme süreci ile ilişkilendirilir. Evreler net bir zaman çizelgesi ile ayrılamaz. İkinci evre onarım evresi olarak adlandırılır ve 2-40 gün arasında sürer. Bu evrede kırıkta oluşumu ve kemik gelişimi başlar. Deforme olmuş bölge yeterli oksijen alabilirse kemik gelişimi ve iyileşmesi istenilen derecede görülür. İkinci ve üçüncü evre arasında onarım yanında şekil olarak da belirgin bir değişim görülür. Zamanla kırıkta doku belirginleşir ve kemiğin yeniden şekillenmesi evresine geçilir. Yeniden şekillenme 25-100 gün arasında sürer. Bu süreler etki eden pek çok faktör vardır. Yaş, hastalık, vitamin, ilaç kullanımı ve kırık bölgesine etki edebilecek dış etkenler bu faktörlerden başlıca olarak öne sürülenlerdir. Son evrede meydana gelen şekillenme uzun eksen yönünde, stres kuvvetlerinin ortaya çıkardığı elektromanyetik alan sayesinde gerçekleşir.

Kırık iyileşmesi sırasında kemiğin yapısal tipi önemlidir. Spongiöz ve kortikal kırıkların iyileşmesi yüzey alan farklılıkları, hücresel zenginlik gibi nedenler dolayısıyla kırığın iyileşme süresi farklılık gösterebilir. Karşılıklı gelen kısımlar diğerlerine oranla daha

hızlı kaynar. Çünkü bu bölgede kemik temas yüzeyi daha fazladır.

1.3. KIRK TESPİT CİHAZLARI

Kırık tespit cihazlarının kullanımı 1850'li yıllara dayanır. Daha öncede ilkel yöntemlerle benzer alet edevatlarla rastlansa da dizden menteşeli ve belden kemer ile ayak bileğinin hareketini sağlayan yürüme cihazı 1855 yılında Philadelphia'lı Smith tarafından yapılmıştır. Diğer başlıca malzemelerden Steinmann çivisi, Kirschner teli bulunması sonucu kırık tespit cihazları iyiden iyiye gelişmeye başlamıştır.

Kırık tespit cihazları içinde en çok bilinenlerden biri fiksatorlerdir. Fiksatorler direk kemik üstünde yapılan bir işlem ile kullanılır hale gelir. Kemik içinden geçirilen tel ve ya çiviler kırık kemiğin istenmeyen bir şekil almasını önler ve stabil bir şekilde durmasını sağlar. Kemik içinde durması gereken malzemeler vücutta doğal olarak bulunan maddelere maruz kalacağı için biyolojik olarak uyumlu malzemelerden üretilmelidir. Kırık kemik yerine vücudun yaralanmış bölgesine destek olacağı için yeterli dayanıklılığa sahip olmalı, aşınmaya karşı direnç göstermeli ve sistemin rijitliğini sağlamalıdır [16].

Rijitlik, elastite modülü ile ilgilidir. Örneğin, paslanmaz çeliğin elastite modülü titanyuma göre yüksek olduğundan paslanmaz çelik için titanyumdan daha rijit denilebilir. Ancak uygulama esnasında tek faktör rijitlik olmadığı için sadece buna bakarak karar verilmez. Kırıkların çeşidi, doğruluğu ve kemik yükleme pozisyonu gibi pek çok faktör göz önüne alınmalıdır.

Güvenli ve verimli eksternal fiksator uygulamaları için 3 önemli nokta vardır. Bunlar; vücut anatomisine istenmeyen bir zarar vermekten kaçınmak, birinci ve ikinci prosedürler arasında ki geçişin uygun olup olmadığına karar kılmak ve hasta ile tedavi arasındaki ilişkiyi takip edebilmek. Araştırmalar gösteriyor ki özellikle vida uygulamaları tedavi sürecinin en çok sıkıntı çıkartan kısmıdır. Eksternal fiksatorün geometrik yapısı ise tedavi sürecinde hastanın hareket kabiliyetini olumsuz yönde etkilememek için gereklidir. Tek taraflı fiksatorlerin rijit elemanları az olduğu için bu konuda daha avantajlıdır [13].

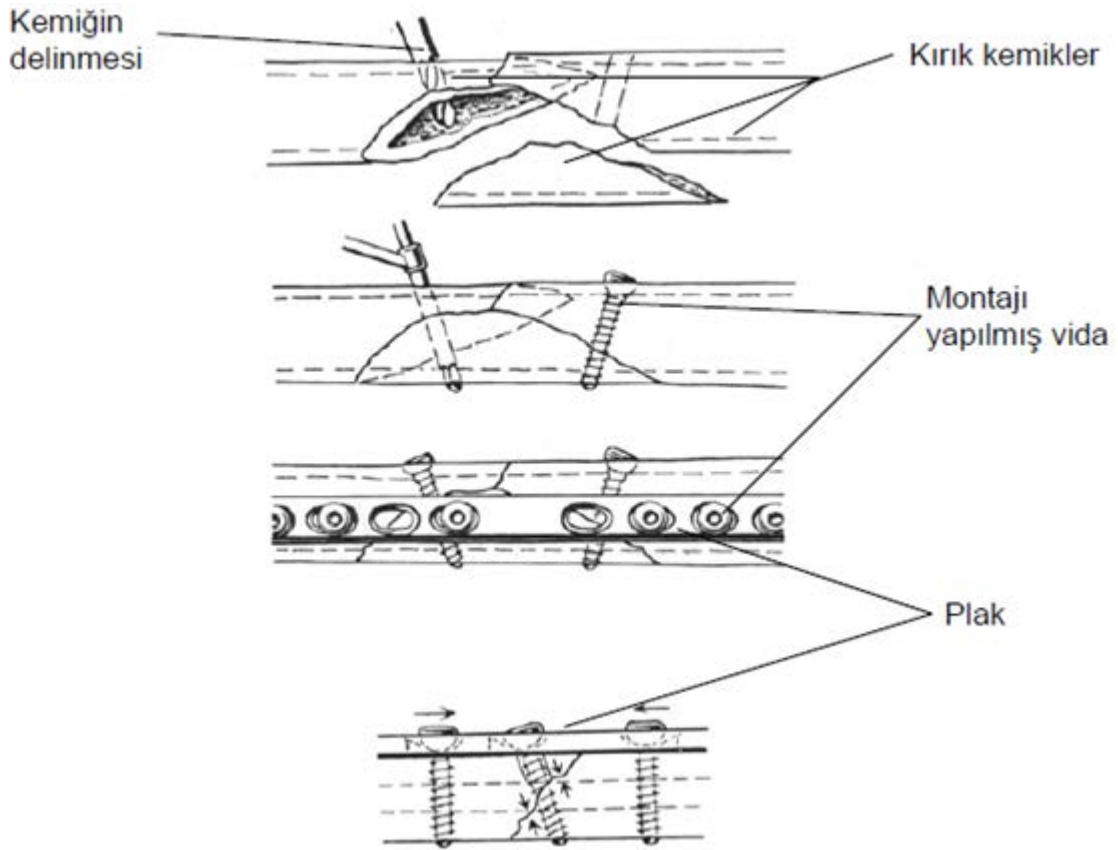
Eksternal fiksatorlerden, hafif dinamik eksen fiksator çalışmalarından elde edilen bulgular doğrultusunda, tek mafsallı kalıp ile yapılan uygulamada kendiliğinden takılan vidaya sahip klemp içerir. Bu sayede eksen konumu uygun şekilde ayarlanarak

vidalanabilir. Hafif dinamik fiksatorün sağladığı avantajlardan biri kontrollü yük dağılımını sağlamak ve malzeme ihtiyacını azaltmaya yöneliktir [17].

Fiksatorlerin genel olarak dört işlevi vardır. Bunlar; tespit (fiksasyon), sıkıştırma (kompresyon), uzatma (distraksiyon), düzeltme (korreksiyon) işlevleridir. Bu işlevlerden biri veya bir kaçına duyulan gereksinime göre pek çok fiksator çeşidi tasarlanmıştır.

1.3.1. İnternal Fiksator

Kırık bölgenin ile cerrahi işlemlere uygun olacak hale getirilmesi için kesilip açılması tıbbi tedavinin yapıldığı yerde kalacak olan cihazlar ile kırık tespitine internal fiksasyon denir.



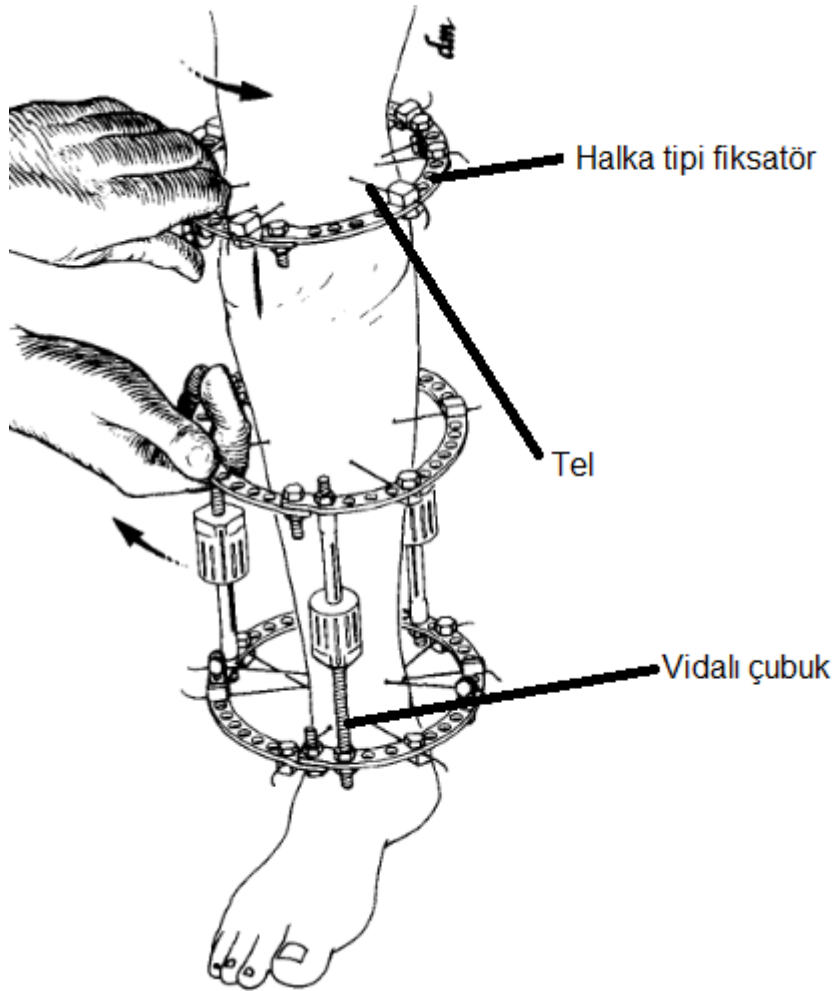
Şekil 1.5. İnternal Fiksator [1].

İnternal fiksasyon için açık cerrahi kullanılır. Şekil 1.5'te bir internal fiksasyon uygulamasının parçalarından bir kısmı gösterilmiştir. Kırılmış bir kemiğin cerrahi işlem görmesi sonucu orijinal haline getirilmesi için kullanılan cihazlar plak, vida ve teller yardımıyla gerçekleştirilir. Diğer bütün vücut içinde bırakılacak cihazlar ve malzemeler gibi biyolojik uyumluluğu, yeterli dayanıma sahip olması, yıpranma ve aşınmaya

dayanıklılık, toksik olmaması ve vücut içinde istenmeyen herhangi bir tepki vermemesi veya almaması gerekmektedir. Bu nedenlerden dolayı bugün fiksasyon için en çok kullanılan malzemeler paslanmaz çelik, titanyum alaşım ve kobalt-krom alaşımlardır.

1.3.2. Sirküler Fiksatorler

Sirküler fiksatorler kırık bölgeyi diğer fiksasyon uygulamalarına nazaran daha fazla noktadan destekleyebilir. Şekil 1.6’da bir sirküler fiksator olan Ilizarov uygulaması görülmektedir. Tam halkalar, yarım halkalar, spesifik ayak plakları gibi parçalarıyla tespit etme noktasında başarısı yüksektir. Diğer eksternal fiksatorler ile benzer dezavantajlarının yanında kemiği destekleme yönünden tercih edilebilir.



Şekil 1.6. Halka tipi Eksternal Fiksator [18].

Halka seçiminde karbon fiber kompozitler tercih edilir. Bunun nedeni hafif olmasından kaynaklanmaktadır. Radyolüsen olması da aranan özelliklerden biri olsa da karbon halkaların kalınlığından ötürü aynı sağlamlığı sağlamayabilir. Her kemik segmenti için

iki adet halka önerilmektedir. Tedavi sürecine yardımcı olması adına halka tipi fiksatorün sirküler kısmı, tedavi bölgesine ait cilt dokusundan en az 2 cm uzaklıkta durması gerekir. Bunun nedeni oluşabilecek şişliklere karşı önlem almak adınadır.



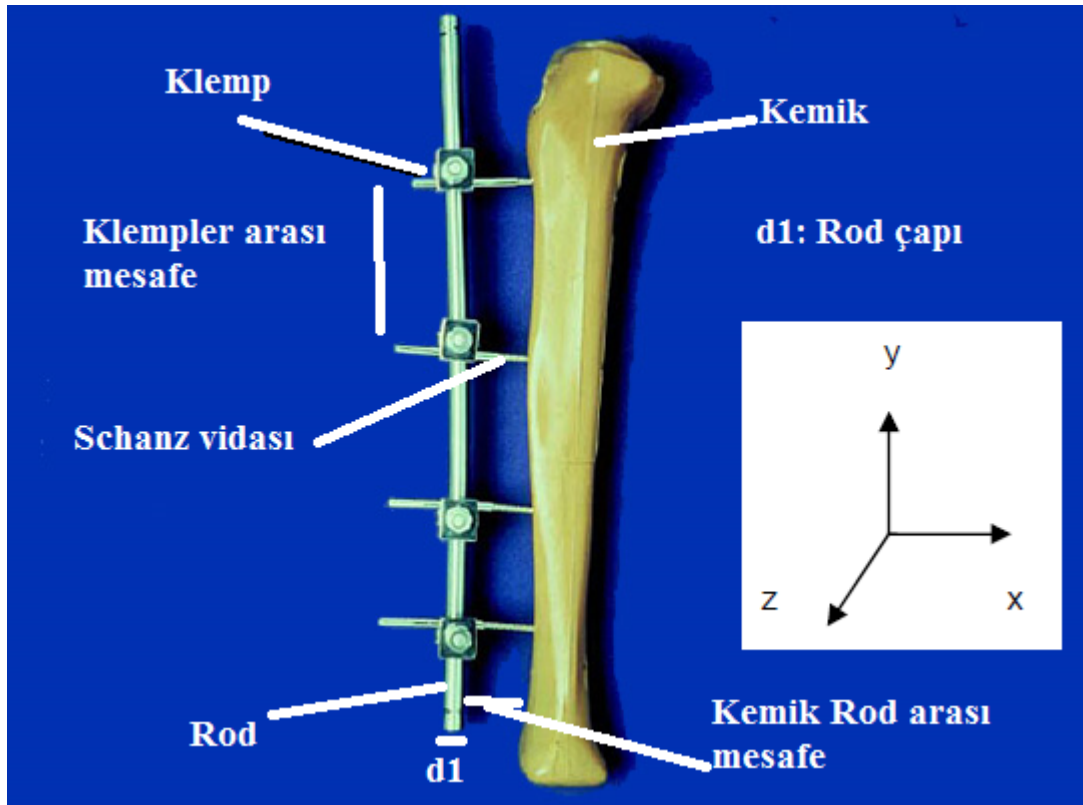
Şekil 1.7. Fiksator uygulanmış Tibia gösteriminin önceki ve sonraki röntgen resimleri [19].

Halkaları kemiğe sabitlemek için diğer fiksatorlerde olduğu gibi Schanz vidası kullanılır. Şekil 1.7’de vida uygulaması görülmektedir. Biyomekanik kararlılık sağlamak adına Schanz vidası kullanılması önerilir. Gevşeme, enfeksiyon, toksik olmamak gibi istenmeyen durumların daha az yaşanacağı görüşünde olan bir hekim başka tür cihazları da tercih edebilir [1]-[13].

Halka fiksatorlerin kullanım yerlerinden biri de hexapod eksternal fiksator ile osteotomi gibi cerrahi işlemler uygulanarak yapılan tedavilerdir. Bu bakımdan uygulanan bir heksapod eksternal fiksator Özgür Karakoyun ve çalışma arkadaşları tarafından dirsekte bulunan kemiklerin birleşim noktasında ki konjenital radyal kafa çıkığı tedavisi için kullanılmıştır [20].

1.3.3. Monolateral Eksternal Fiksator

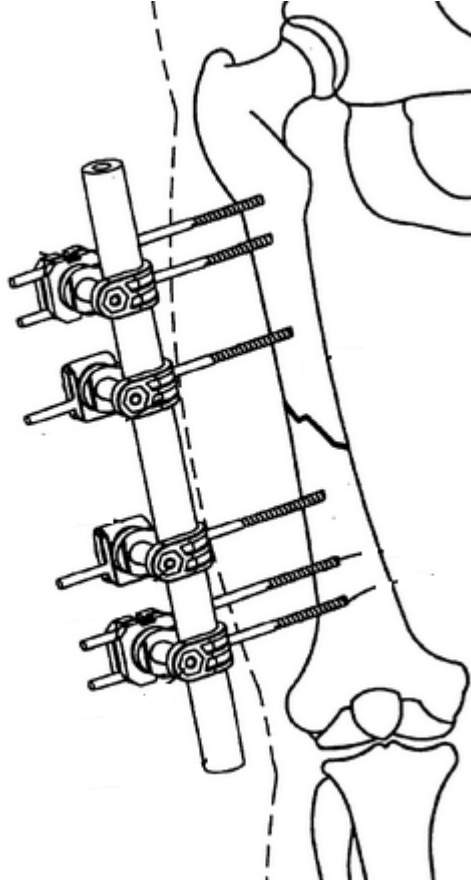
Yumuşak doku yaralanmalarında uzun kemik kırıkları için tercih edilen fiksasyonlardan biride tek taraflı (Monolateral) eksternal fiksatördür. Şekil 1.8’de verilen modelinde temel elemanları gösterilmiştir. Birçok kırığa uygulanabilmesinin yanında şekil ve işlevsel olarak verdiği az zarardan dolayı tercih edilir.



Şekil 1.8. Çoklu Schanz vidalı fiksasyonu [1].

Cerrahi yaraların küçük olması tedavi sürecini kısalttığı için tercih sebebi olduğundan dolayı herhangi bir tedavide olduğu gibi kırık tedavisinde de avantajlı olan yöntemin seçilmesi önerilir. Ancak dezavantajlarından sayılabilecek redüksiyon yetersizliği seçim sırasında göz önünde bulundurulur. Bazı monolateral eksternal fiksatorler tek düzlemde işleme uygun iken bazı durumlarda 2 veya 3 eksenli uygulamaları mevcuttur. Ancak çok eksenli uygulamalarda bir tarafta istenilen koşullar sağlanırken diğer tarafın

sağlanan koşullara uymaması mümkündür.



Şekil 1.9. Monolateral Eksternal Fiksator [21].

Gelişen teknoloji ile fiksasyon üstünlüğü bulunan tespitler mevcuttur. Şekil 1.9’da Monolateral eksternal fiksatorün getirdiği çok eksenli istenen pozisyonu sağladığı görülmektedir.

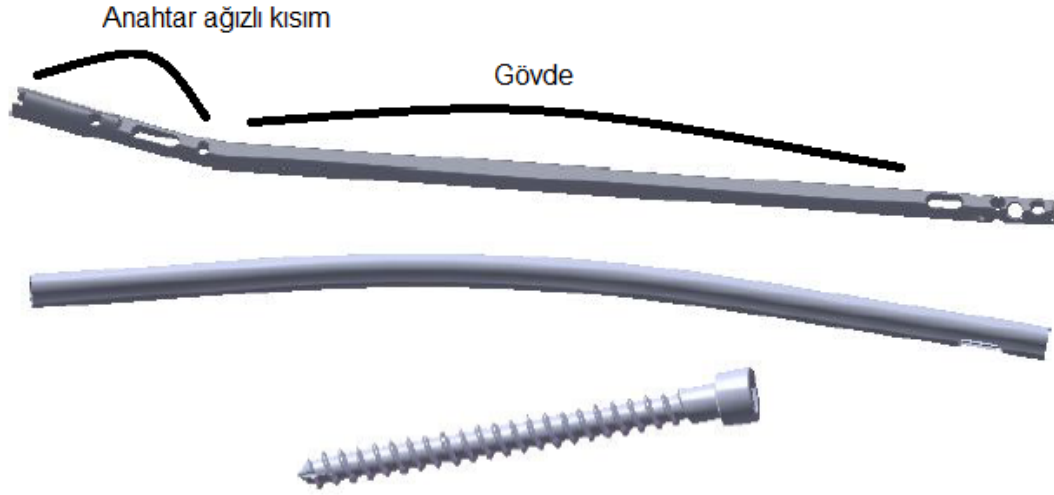
1.4. FİKSATÖR PARÇALARI

Fiksatorler şekillerine ve uygulamalarına göre farklılık gösterse de kullanılan parçalardan ortak olanlar genel olarak 3 adet olarak tanımlanır. Bunlar Schanz vidası, Rod (Çubuk), ve Ara Bağlantı (Klemp) olmak üzere 3 adettir.

1.4.1. Schanz Vidası

Fiksasyon tespitinde kullanılan ana elemanlar içinde en büyük öneme sahip parçadır. 3 kısımdan oluşan Schanz vidasının kemiğe monte edilmek üzere öncelik arz eden dış çekilen kısmı, fiksator bağlantısının yapıldığı gövde ve vidalama işlemine maruz kalır. Vida başı kemiğe takılmayı kolaylaştırmak adına anahtar ağızlı olarak üretilir.

Vidanın önemini kritik noktalara taşıyan görevi kemiğe gelecek yükü taşımasından gelir. Bu ve kemiğe monte edilmesi sebebiyle maruz kaldığı ortamdan dolayı gevşeme ve enfeksiyona en çok neden olan fiksator parçasıdır. Şekil 1.10'da schanz vidası elemanları görülmektedir. İstenmeyen durumlara olanak vermemek için belli kalıplara uyulması gerekmektedir.



Şekil 1.10. Schanz vidası [22].

Korozyona sebebiyet vermemesi için mutlak alaşım malzemesi kromdur. Bu sebeple paslanmaz çelikten imal edilmesi yapısında %11 krom içermesini gerektirir. Yüksek sıcaklıklara da maruz kalacak olan vidanın bütün olumsuz ve istenmeyen koşullara karşı dayanım göstermesi adına pasif bir oksit tabakasına ihtiyaç vardır. Bu nedenle ekonomik olarak aynı türde malzemelere göre pahalıdır. Pahalı olmasını, uzun ömürlü olmaları ve bakım gerektirmeme gibi avantajlarıyla kapatabilir.

Kortikal Schanz vidaları ve Spongioz Schanz vidaları olmak üzere iki çeşidi bulunmaktadır. Kortikal Schanz vidaları sert kemiklerde, Spongioz schanz vidaları eklemlere yakın konumlarda olan süngerimsi yerlerde kullanılmaktadır.

1.4.2. Klemp (Ara Bağlantı)

Vidaya gelen yük roda iletilmesi için bir elemana ihtiyaç duyulur. Bu yüzden Şekil 1.11'de görülen ara bağlantı elemanları kullanılır. Vida, somun desteği ile ayarlanır ve Schanz vidasına gelen yükler roda iletilir. Somun sayesinde ayarlanan vida değişik yaş ve rahatsızlık sonucu oluşan deformasyon uygun şekilde ayarlanabilme imkânı sağlar.

Ara bağlantı elemanı fiksasyon sisteminin çeşidine göre gerektiği sayıda kullanılabilir. Ara bağlantı elemanları kullanılırken sistemin mümkün olduğunca hafif olması için mümkün olduğunca az sayıda kullanılmalıdır. Bu sayı genellikle optimum sayıda tutulur.



Şekil 1.11. Ara bağlantı elemanı [23].

1.4.3. Rod (Çubuk)

Vidalara gelen yük herhangi bir cihaz olmadan hem kemiğe hem de vidanın kendisine yük bindirip tedavi sürecinde istenmeyen sonuçlar doğuracağı için vidaya gelen yükü taşımak üzere bir elemana ihtiyaç vardır. Bu görevi üstlenen elemana Rod ismi verilmiştir. Şekil 1.12’de krom malzemeden üretilmiş çubuk görülmektedir.



Şekil 1.12. Rod (Çubuk) [23].

Malzeme olarak Karbon fiber kullanımı yaygındır. Bu sayede röntgen çekimi sırasında herhangi bir engel teşkil etmez ve tedavi sürecine mani olmaz. Rod, klemp isimli ara bağlantı elemanına bir vida yardımı ile tutturulur. Kemiğe monte edilen vidaya nazaran önemi daha azdır ancak çubuğun Schanz vidasından gelen yükü taşıması için önem arz eder.

Rod ve Klemp arasındaki vida sayısı öncelikli olmasa da ağırlığı minimum tutmak adına optimum sayıda tutulmalıdır. İstenilen açı, yer ve aralıkta yerleştirilebilen vidaların çapları duruma göre farklılık gösterebilir.

1.5. FİKSATÖRLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Fiksatorler insan vücudu ile uyumlu olması açısından üretilen, bilinçli olarak dış bir etki uygulamaları sonucu vücutta meydana gelen zararı tedavi edici araçlardır. Bu tür araçlar daha geniş bir başlık olarak biyomalzeme adı altında toplanabilir. Biyomalzemeler insan vücudundaki sistemlerin görevlerini yerine getirmesine yardımcı olmak amacıyla kullanılır [16].

İçinde bulundukları koşullar nedeniyle biyomalzemelerin belirli şartları sağlamaları içinde bulunacakları koşullara karşı dayanmaları için gereklidir. Bu konuda yapılan çalışmalar sonucu biyouyumluluk oranı artan cihazlar üretmek mümkün olmuştur.

Biyoyumluluk vücut ile uyuşabilen bir malzeme olarak öne çıkar. Çevresindeki dokulara olumsuz bir etkide bulunmadan görevini yapabilen malzemelerdir. Vücut dokularına fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak uyumlu olması gereklidir.

Biyoyumlu olarak tanımlanabilecek malzemeler seramik, polimer ve kompozit olarak sınıflandırılabilir. Her malzemenin kendine özgü kullanım, uygulama alanı ve görevi bulunmaktadır.

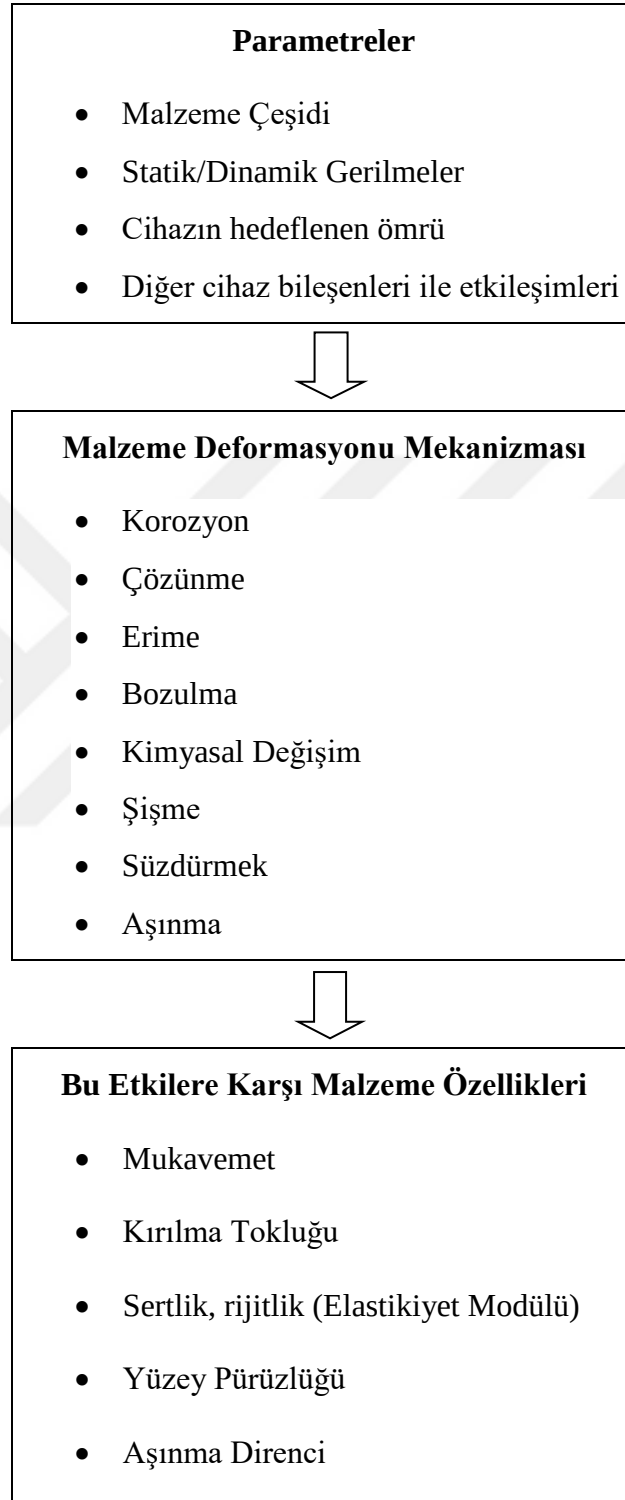
Biyomalzeme olarak kullanılan metaller ve alaşımlar ise, altın, tantal, paslanmaz çelik ve titanyum alaşımları. Polietilen (PE), poliüretan (PU), politetraşoroetilen (PTFE), poliasetal (PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), silikon kauçuk (SR), polisülfon (PS), polilaktik asit (PLA) ve poliglikolik asit (PGA) gibi çok sayıda polimer, tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır.

Bu tür polimerler lif, film, jel, boncuk ve nanopartikül gibi pek çok malzeme ve şekilde üretilmektedir. Bu sayede kullanım alanı oldukça fazladır. Metallerin toksik olmaları ve seramiklerin kırılabilirlikleri göz önüne alındığında polimerler daha tercih edilebilir dururlar. Özellikle Karbon elyafı ve polieterimid reçinenin şekil değiştirme özellikleri göz önüne alındığında pek çok şekil değişimine de müsait hale gelir.

Ekonomik açıdan bakıldığında üretim maliyetinin yanında dikkat edilmesi gereken hususlar ise; taşınabilirliğinden, üretilebilecek parça sayısına, boyutlarından kolay depolanabilmesine kadar pek çok etkide göz önüne alınmalıdır. Günümüzde Ortez ve implantlar için yapılan harcamalar düşünüldüğünde ticari açıdan bakılması mekanik özellikleri kadar önem arz etmektedir. Klinik uygulamalar söz konusu olduğunda bazı değişkenler söz konusu olmaktadır. Bu değişkenler hastaya, cerraha ve patolojik açıdan

değişkenlik gösteren olarak sıralanabilir.

Çizelge 1.1. Fiksator standart özellikleri için göz önüne alınacak hususlar.



Çift dişli vida ile eğik tibia tedavisi ortopedide dişçilikte kullanılan bir yöntemdir. Bu tür vidaların en çok kullanıldığı alanlar el bilekleridir. Klinik çalışmalar gösteriyor ki çift dişli vidalar fiksatorlerin biyomekanik kalitelerine etki edebilecek faktörlerdir.

Hesaplamaların doğru yapılabilmesi için başlangıç ve sınır koşullarını gerçek değerler doğrultusunda ölçmek ve değerlendirmek gereklidir. Böylece laboratuvar koşullarına uygun değerlendirmeler yapılabilir [24].

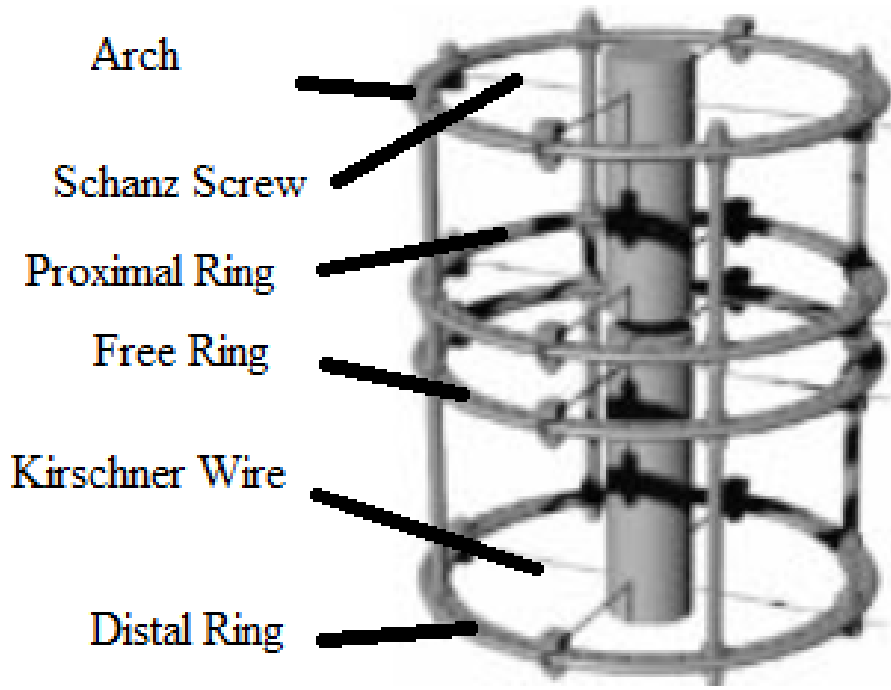
Harici fiksatörden beklenen avantajlardan bazıları şu şekildedir. Minimum hasar, kemik için kan temini, minimal giriş ile yumuşak-doku kapağı, acil durumlarda hızlı uygulama, açık ve kirlenmiş stabilizasyonu kırıkları, kırığı azaltma sayesinde ameliyat olmadan stabil tespit ayarlarını ayarlayabilmenin mümkün oluşu, oluşabilecek enfeksiyon risklerinde en az tecrübeyle müdahale edilebilinmesi, kemiğe ulaşım ve deformitelerin düzeltilmesi olarak sıralanabilir. Fiksatörün bu avantajları yerine getirmesi için göz önüne alınacak hususlar Çizelge 1.1’de gösterilmiştir.

1.6. ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMENLAR YÖNTEMLERİ

Teknolojinin ilerlemesi sonucu gelişen bilişim, bilgi ağlarının her yere uzanması ile içinde bulunduğumuz zaman iletişim çağı olarak adlandırılmıştır. Her türden bilginin internet kaynaklarında bulunabileceği gerçeğinin yanında, bunu yaparken lazım olabilecek gereksinimlerin standart hale gelmesi bunda büyük pay sahibidir [25].

Bu sayede herhangi bir ana dalda insanın kendini geliştirmesi ve niteliğini arttırması için sahip olduğu bu standartları kullanması arz eder. Bilgi kaynaklarına erişimin kolaylığı tüketimin artması ve hızla değişen dünyada gelişmeleri kolayca takip edebilmek gereklidir. Bunu sağlayan programları edinmeli ve kullanmalıyız. Sadece bilimsel ve teknolojik gelişmeleri değil literatür taraması ve akademik çalışmalara da erişim kolaylaşmıştır.

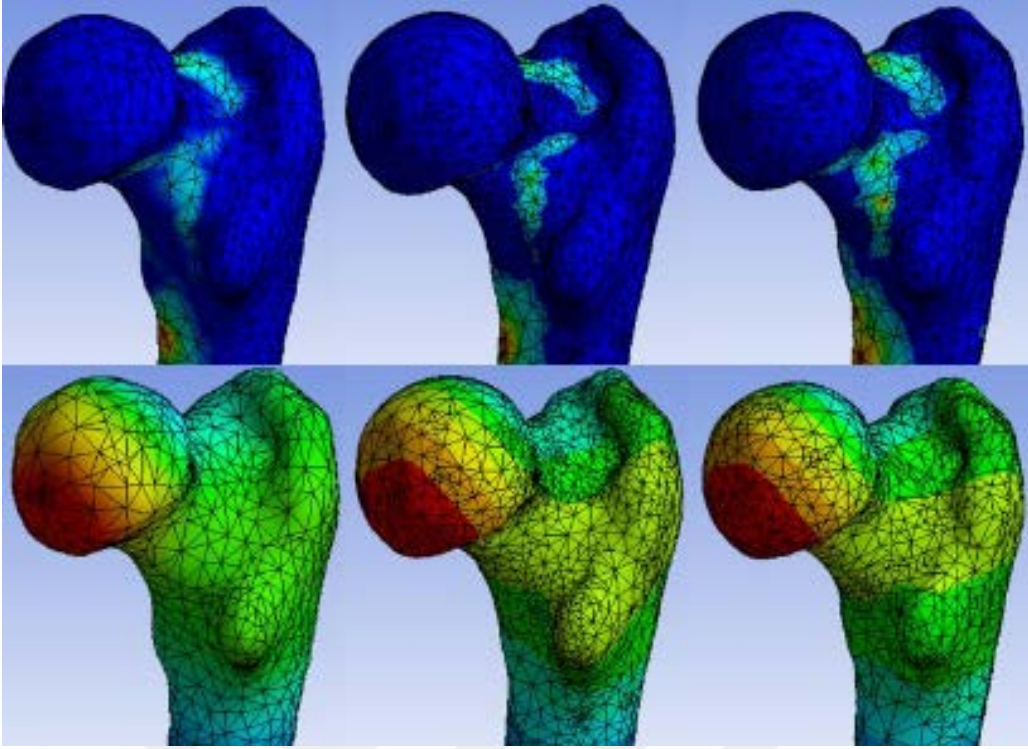
Pek çok öğrenim alanı gibi biyomedikalde içinde bulunduğumuz çağın gelişmelerinden nasibini almıştır. Özellikle biyomedikal alanındaki eğitimin doğasındaki zorluk, öğrenme sürecinin uzunluğu ve maliyeti göz önüne alındığında belli bir standardın üstüne çıkılması önem arz eder. Bu uğurda teknolojinin sunduğu imkanlardan azami ölçüde yararlanmak, özellikle zaman bakımından büyük kolaylıklar sağlamaktadır. Bu uğurda yapılacak çalışmalar için gelişmeleri takip etmek gerekir.



Şekil 1.13. ANSYS programında halka tipi eksternal fiksator [16].

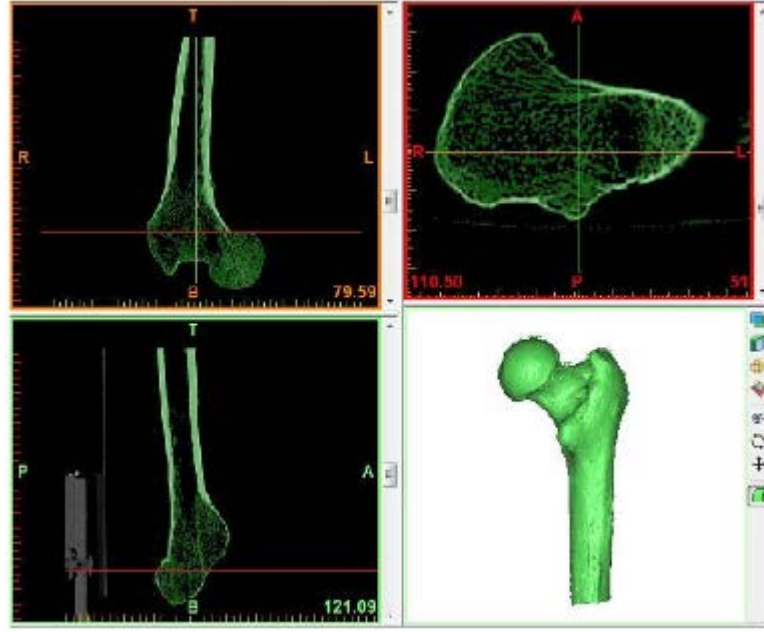
Biyomedikal en nihayetinde insan sağlığına yönelik çalışmalar sunduğu için muhatap alınan konu hakkında görerek ve uygulayarak çalışmak her zaman mümkün değildir. Eğitim sürecinin uzunluğu da buna eklenince bilişim teknolojilerinden yararlanmak artık zorunlu hale gelmiştir. Sanal ortamda oluşturulan bir biyomedikal aplikasyonu Şekil 1.13'te gösterilmiştir.

İnsan vücudu günümüz teknolojiyle bile tam anlamıyla çözülememiştir. Hala en çok bilinen konularda yeni gelişmeler, yeni öğretiler mevcuttur. Bu gelişmeleri hızlandıran etkenlerden biri çalışmayı simüle edebilme becerisinden geçer. Bu bakımdan anatomide yer alan karmaşık şekillerin, bilgisayar destekli programlar ile sanal ortama aktarılıp incelenmesi pek çok alanda kolaylık sağlar. Şekil 1.14'te simüle edilen bir kemik parçası analizi verilmiştir. Simüle edilen kemik parçası bir femur örneği olup kemiğin kalça kemiğiyle birleştiği bölgesi analize dahil olmuştur.



Şekil 1.14. ANSYS programında kemik analizi [26].

Anatomik şekillere ait deformasyonlar, yaralanmalar ve bozukluklara dışarıdan müdahale edebilmemizi sağlayan araç, gereç ve cihazları direkt olarak zarar görmüş doku yerine sanal ortamda tasarlayabiliyoruz. Bu bakımdan geliştirilen fiksasyon sistemleri sanal ortamda simüle edilerek hangi parçanın nerede daha uygun olabileceğini görerek karar vermemizi kolaylaştırıyor. Özellikle vida gibi nispeten küçük ve hassas parçaların nerede daha uygun olabileceği, tedavi sürecinin kısılmasını sağlaması adına önemlidir. Tedavi için yapılan cerrahi işlemler sırasında ortaya çıkacak gerilmeler, sıcaklık değişimleri ve günlük hayatta karşılaşılabilecek zorluklarda uygulamadan önce görülebilir hale gelmiştir. Konu fiksator olduğunda üretimden dahi önce cihazı görmek, incelemek ve simüle edebilme avantajı yadsınamaz.



Şekil 1.15. MIMIC yazılımından görüntü [26].

Biyomedikal alanında yapılan çalışmalar için kullanılan analiz programlarından en çok tercih edilenleri şu şekildedir.

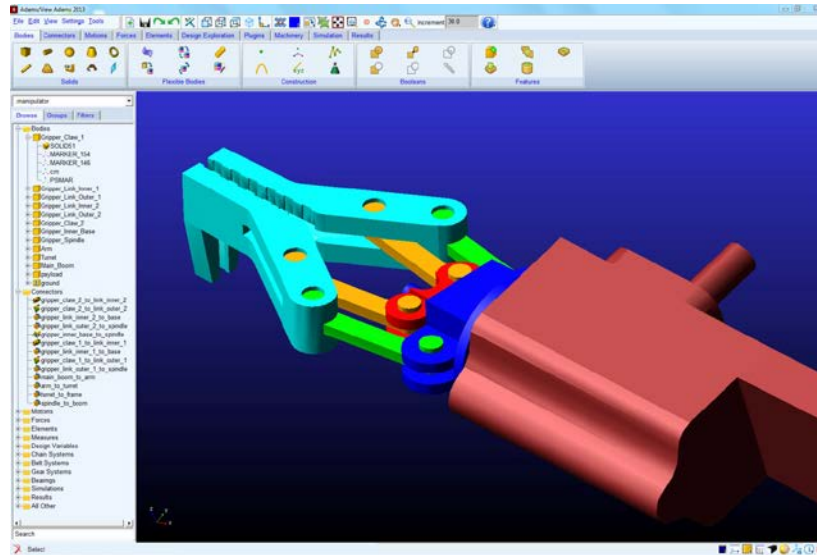
-ANSYS

-MIMIC

-ADAMS

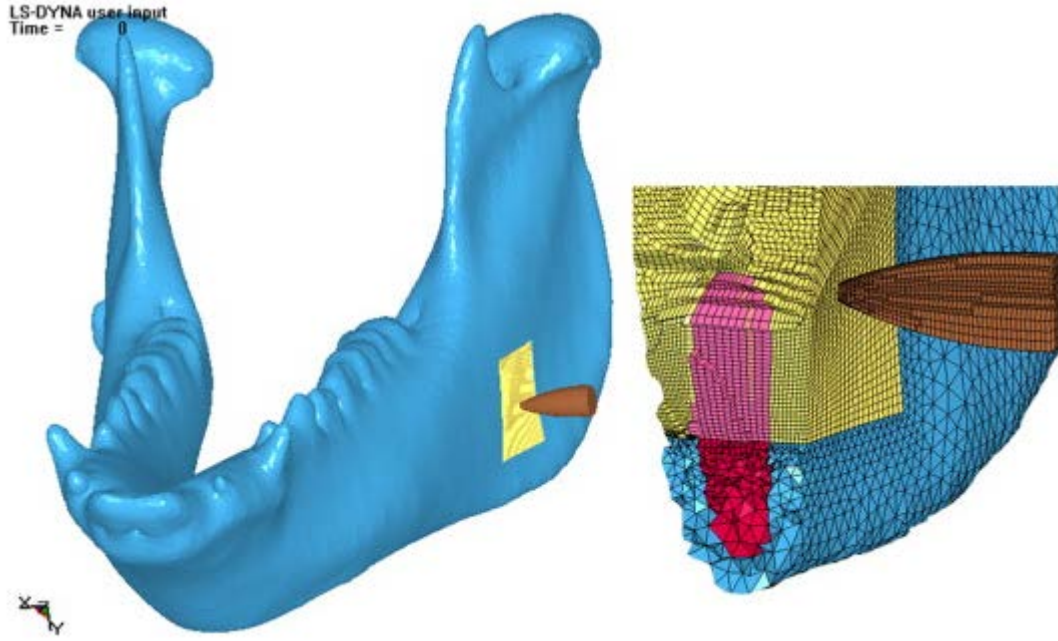
-LS-DYNA

MIMIC programına bir görüntü Şekil 1.15'te verilmiştir.



Şekil 1.16. Adams programı.

Bu programlarda kullanıcıya yardımcı olması adına üzerinde çalışılan anatomik bölgenin taraması belli renkler ile gösterilebilir. Yapılan tarama sonucu elde edilen veri bilgisayar programına aktarılır ve burada gerekli komutlar girilerek incelenmeye hazır hale getirilir. Yapılan bazı çalışmalar Şekil 1.16 ve Şekil 1.17’de gösterilmiştir.



Şekil 1.17. LS-DYNA programı [27].

Eksternal fiksatorler, kemik kırıklarının sabitlenmesinde kullanılan, minimal invaziv (en az girişimsel) olan ve sık kullanılan bir yöntemdir. Özellikle femur ve tibia kırıklarının tedavisinde kullanılan bu yöntem, 1950’li yıllarda Gavril Ilizarov tarafından geliştirilmiştir. Genel olarak Ilizarov sistemleri; kırıkların tespiti, boy uzatma, kemik düzeltme işlemleri için kullanılır. Ilizarov sistemi, gergi telleri (Kirschner wire), paralel halkalar ve vidalı rodlardan oluşur. Gergi telleri kemik içinden geçerek halkaya bağlanır ve halkalar birbirlerine rodlar vasıtası ile tutturulur. Tasarım olarak birçok parçadan oluşan ve dairesel bir tasarıma sahip olan bu yöntemde birçok varyasyonla sabitleme yapılabilir. Ilizarov sistemi, iki halka kırık hattının üstüne ve iki halka kırık hattının altına bağlanarak uygulanır. Bu varyasyonlar kırık yerine göre değişiklik gösterebilir. Bu varyasyonlara göre sistemin rijitliği ve stabilitesi değişiklik gösterir [28].

2. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada tibia’da meydana gelen deformelerde kullanılmak üzere tasarlanmış Ilizarov sistemi için kullanılan malzemelerin yapı özellikleri bakımından incelenmesinde kullanılmak üzere sanal ortamda simülasyonlar yürütebilen CAD/CAM programları kullanılmıştır.

Kemik, mineral yapısı zengin bir yapı olup canlı olduğu kadar dinamik bir bağ dokusuna sahiptir. Bir kısmı organik matristen oluşan kemiğin kalanı hidrosiapatit’den oluşmaktadır [29].

Kemiklerin büyük çoğunluğu yüksek kortikal kemikten oluşmaktadır. Elastik yapıdaki trabeküler kemik ise kemik uçlarında ve omurlarda görülür [29].

Çizelge 2.1. Kemiklerin ve kas dokularının mekanik özellikleri

Malzeme	Akma Dayanımı (Mpa)	Kopma Gerilmesi (%)	Elastite Modülü (GPa)	Yorulma Limiti (MPa)
Kortikal kemik	50-190	1-3	17	34
Trabeküler kemik	~30	~20	0.01-2	-
Tendon	80-120	8-10	0.8-2	-

Pek çok eksternal fiksatorün geliştirilmesinde karşılaşılan problemlere rağmen son zamanlarda buna yönelik bazı problemlerin üstesinden yeni kemik uzatma plakasıyla üstesinden gelinmiştir. Hâlâ hasta için zorluk çıkartan sorunlar mevcut olup bunlardan en çok dikkat çeken Ilizarov’un eksternal fiksatörde de görülen hareket kısıtlılığıdır. Bu durumu anlamak için yapılan biyomedikal araştırmalarda kemiğin kenarında, kas ve liflerin gerisinde uygulanan fiksator yönteminin bu durumu çözdüğü görülmüştür [30].

Kemiğin sert tabakasına monte edilen kemik uzatma plakalarının uygulanması hareket kabiliyetini engelleyen malzemelerin dezavantajlarını çözmüş olsa da ameliyat gerektirmeyen eksternal fiksator yöntemlerinin, Ilizarov’un istenmeyen doku deformasyonu konusunda daha avantajlı olduğu görülmüştür. Ilizarov ve kemik

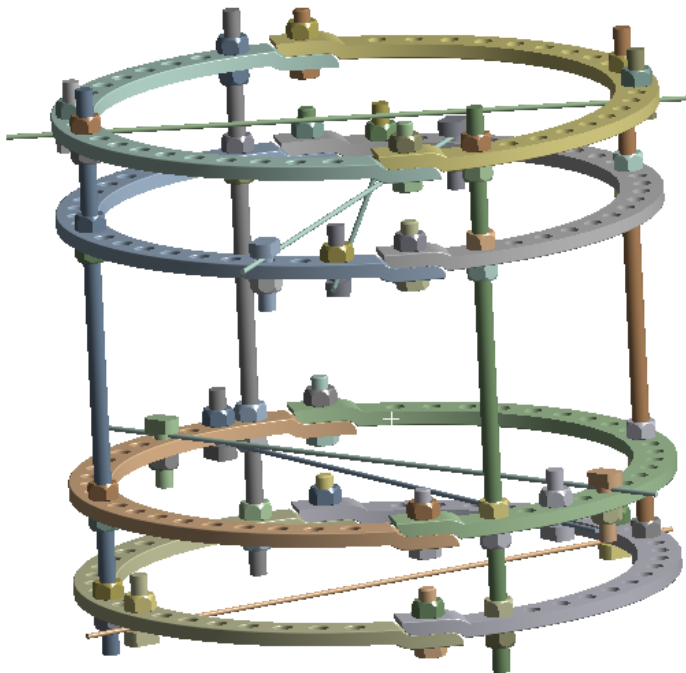
arasındaki ilişkiyi daha iyi anlamak için öncelikle kemik kas dokularına ait mekanik özellikleri bilmek gerekir. Çizelge 2.1’de verilen mekanik özellikler bu çalışmanın ilerleyen safhalarında kullanılacaktır.

2.1. ÜÇ BOYUTLU BİLGİSAYARLI MODELLEME

Bu çalışmada kullanılan Ilizarov sistemi kemiğin deforme olması sonucunda uygulanan eksternal fiksasyon yöntemlerinden birinin farklı malzemelere gösterdiği tepkiler incelenmiştir. Farklı malzemeler üstüne uygulanan sabit yükler ve değerler ile malzemeler arasındaki farkların ve malzemenin gösterdiği davranışların sağlıklı bir şekilde belirlenmesi hedeflenmiştir.

Bu çalışmada ağırlık oranı sabit tutulması, hareketli parça sayısının az olması ve kullanılan 3B bilgisayarlı modelleme sadece malzemelerin karşılaştırılması için gerekli görülmüştür. Sistemdeki hareketli parça sayısı kemikteki deformasyon ile sınırlı tutulmuştur.

Yapılan simülasyonda belirlenen ilerleme hızı dinamik deneyler için uygundur. Simülasyonda kullanılan Ilizarov sistemine ait donanımsal parçalar Şekil 2.1’de gösterilmiştir.

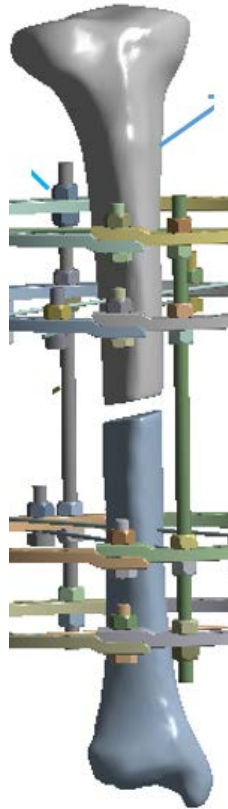


Şekil 2.1. Ilizarov sistemine ait donanımsal parçalar.

Ilizarov sistemini oluşturan parçalar SolidWorks yazılımı yardımıyla 3 boyutlu (3B) katı model olarak elde edilmiştir. Bu modeller oluşturulurken parçaların geometrik ölçüleri üretici firma kataloglarından alınmıştır. Ilizarov halka çapı 90 mm, gergi teli çapı 1.8 mm ve yivli rod çapı 6 mm olarak modellenmiştir.

Bu çalışmada kullanılan tibia modeli için, Kocaeli Üniversitesi Tıp Fakültesi hastanesinde bir hastadan alınan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanılmıştır. BT görüntüleri MIMICS 10.01 programı kullanılarak tibia kemiği 3B olarak modellenmiştir. Elde edilen tibia modeli, MIMICS programında STL (Steriolithography) formatında kaydedilerek Gemagic Studio 10 programına aktarılmıştır. Geomagic tersine mühendislik programında tibia üzerinde gerekli düzeltmeler yapılmış ve tibia kemiği orta bölgesinde kırık oluşturulmuştur. Kırık yüzeyler arası 5 mm olarak belirlenmiştir. Kırık oluşturulan tibia modeli IGES formatında SolidWorks programına aktarılmıştır.

MIMICS ile kemik modeli oluştururken BT dosyalarından elde edilen veriler ile segmentasyon işlemi yapıp Şekil 2.2’de görüldüğü gibi tibia kemiği üç boyutlu olarak modellenmiştir. Model yapısı gereği pürüzsüzdür ve simülasyona uygun formattadır.



Şekil 2.2. Ilizarov sisteminin görünüşü.

Modelin yüzey ve hacmi Mimics ile modellenmiştir. Modelleme yapmak için uygulanan işlemlerden biri küçük alanlara dağıtarak model uygulanmasıdır. Kemiğin iç ve dış yapısında her noktada uygulanan bu küçük alanlar birleştirilir [31].

Kemik söz konusu olduğunda en çok karşılaşılan yaralanmalar kemik deformasyonudur. Kemik deformasyonu için yapılan tedavilere yönelik harcamalar oldukça pahalıdır. Tedavi edilmeden geçirilen süre travmalarda artmaya ve hayati tehlikeye kadar gidebilmektedir.

Biyomekanik özelliklerin anlaşılması, iyileşme sürecinin kemik üstündeki etkilerini anlamak konusunda yardımcı olacaktır. Mekanik faktörler, yük, baskı, stabilite ve akışkanlık, kemiğin iyileşme süreci sırasında dokuda meydana gelen hareketlerde etkilidir. Ancak bu mekanik faktörlerin yaptığı uyarıcı etkenler tam manasıyla bilinmemektedir [32].

Mekanik uyaranlar için yapılan çalışmalarda hidrostatik baskının hücre yenilenmesi ve kemik iyileşmesine etki etmesi sonlu elemanlar yöntemi ile tespit edilmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi ile elde edilen bulgular farklı türde konumlanan mekanik etkilerin doku formasyonunun da farklı sonuçlar doğurduğu tespit edilmiştir.

Yüksek derecede etki eden mekanik faktörler bağlayıcı ve lifli dokularda meydana gelen sıkıştırmayı tolere etmek ve düşük gerinim ile yüksek sıkışmaya maruz kalması sonucunda meydana gelen darbeyi absorbe etmektir. Bağ dokuları bu yüksek gerilme bölgelerinde şekil bozuklukları oluşturur. Dolayısıyla bu mekanik düzenlemelerde mekanik bağ dokunun oluşumu için meydana gelen tutarlı bölge, dokunun normalde iyileşme sürecine gireceği mekanik ortam faaliyetlerinin karşılığıdır.

Özellikle kemik iyileşmesinin ilk basamaklarında kesme kuvveti ve doku türünün farklılaşması arasında anlamlı bir bağıntı olduğu tespit edilmiştir. Ancak bu bağıntının deneysel sonuçlarla daha kesinlik kazanacağı, sanal ortamda bulunan sonuçlarla tam olarak uyuşmayabileceği göz ardı edilmemelidir [32].

Kemik oluşumu için uygulanan uygun mekanik faktörler ile kendi haline bırakılan kemik iyileşme süreci birbirinden farklıdır.

2.2. SONLU ELEMANLAR MODELİ OLUŞTURMA

İnsan vücudunda kullanılmak üzere geliştirilen metallere ilki “Sherman-vanadyum çeliği” olup biyomalzemede kullanılan pek çok metal bulunmaktadır. Bu

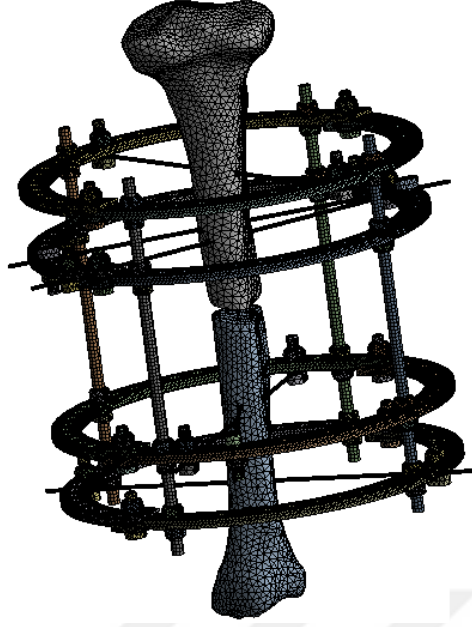
malzemelerden bazıları demir, krom, nikel, kobalt, titanyum, vanadyum olarak sıralanabilir. Az miktarda kullanmak koşulu ile metabolizmaya zarar vermeden uygulanabilirliği vardır. İstenmeyen durumlara örnek olarak kobaltın B12 vitamininden sentezlenmesi gösterilebilir [33].

Metaller neredeyse hiç saf olarak kullanılmaz [34]. Kırık tibia ve Ilizarov modelleri SolidWorks programında birbiri ile klinikte uygulandığı gibi birleştirme işlemlerinden sonra kemik-Ilizarov modeli Ansys Workbench yazılımına STEP formatında aktarılmıştır. Malzeme özellikleri bütün modellerde lineer ve izotropik kabul edilmiştir. Modeller için kullanılan lineer malzeme özellikleri literatürden alınmıştır. Çizelge 2.2’de verilen değerler bu çalışmanın tamamında kullanılmıştır. Ilizarov sistemi için üç farklı malzeme özelliği seçilmiştir. Bunlar 31L paslanmaz çelik, Ti6Al4V ve CoCrMo alaşımlarıdır.

Çizelge 2.2. Kullanılan malzeme özellikleri [35]-[38].

	Poisson Oranı (ν)	Elastikiyet Modülü (E) GPa	Akma Mukavemeti (MPa)
316L	0.25	190	205
CoCrMo	0.32	200	720
Ti6Al4V	0.32	110	800

Kontak yüzeyleri Ansys Workbench yazılımında tanımlanmış bonded tip (yapışık) kontak türü seçilmiştir. Ağ örgüsü (mesh) yakınsama çalışması yapılmış ve en uygun eleman boyutları belirlenmeye çalışılmıştır. Bu çalışma sonucu, kemik modeli için 4 mm, rodlar için 2mm, gergi telleri için 0.3 mm ve halkalar için 2 mm element boyutları belirlenmiştir. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) için eleman tipi Solid186 (hexahedron-dominant) ve Solid187 (tetrahedron) seçilmiştir. Toplamda üç farklı sonlu elemanlar modeli için eleman ve node sayıları sırasıyla 505 000 ve 1 501 078 olarak ortaya çıkmıştır. Elde edilen sonlu elemanlar modeli Şekil 2.3’te gösterilmektedir [36].



Şekil 2.3. Sonlu Elemanlar Modeli.

Model üzerinde çalışmak için gerekli programlar ile uyumlu bir formata dönüştürülmesi ardından Young modülü ve Poisson katsayı değerleri ile malzeme adedi tanımı modele eklenir [31].

Biyomalzemelerin hücre ve doku ile ilişkisi, malzemelerin yapısıyla direkt olarak alâkalıdır. Bu ilişki temas yüzeylerinde yer alan proteinlerin biyomalzemenin yüzeyini soğurması ile ortaya çıkar. Ortaya çıkan bu ilişki biyouyumluluğun basit bir tanımıdır. Basit olmasının yanında en önemli özelliğidir [39].

Dokuda meydana gelebilecek tepkilere yönelik güvenli ve sürdürülebilir çalışmalar için malzemenin yapısından doğan tepkileri bilmek gerekir. Toksik bir malzemenin fiziksel ve kimyasal yapısından dolayı canlı dokunun ölmesine sebep olacağından bahsedilebilir [40].

Biyomalzemelerin uygulanabilirliğine baktığımızda üç farklı etkinin şu şekilde olduğu görülür. Biyoaktif ve biyoinert malzeme ve doku arasında doku oluşumu ve bağlanma gerçekleşmesi gibi etkiler görülür. Bu etki hücresel seviyedeki etkileşimden kaynaklanır [41].

Metalik malzemeler, özellikle yirminci yüzyılda ortopedi alanında başarıyla uygulanmıştır. Metalik yapıların yük değişimlerine verdiği olumlu tepki özellikle etkili olmuştur. Biyomekanik alanında en çok tercih edilen biyouyumlu malzemelerin özellikleri Çizelge 2.3'te verilmiştir [41].

Çizelge 2.3. Metallerin mekanik değerleri.

Malzemeler	Alaşım Elementleri (ağırlık %)	Elastikiyet Modülü (GPa)	Akma Dayanımı (MPa)	Maksimum Mukavemet (MPa)
Paslanmaz Çelik 316L	Fe	205-210	170-750	465-950
	17-20 Cr			
	12-14 Ni			
	1-2 Mo			
	max 0.03 C			
CoCrMo				
F75	Co	220-230	275-1585	600-1785
	27-30 Cr			
	5-7 Mo			
	max 2.5 Ni			
MP35N	Co			
	33-37 Ni			
	19-21 Cr			
	9-10.5 Mo			
Ti grade 4	Ti	105	692	785
	max 0.4 O			

Çizelge 2.3. (devam). Metallerin mekanik değerleri.

T4Al6V	Ti	110	850-900	960-970
	5.5-6.5 Al			
	3.5-4.5 V			
Ti6Al7Nb	Ti	105	921	1024
	6 Al			
	7 Nb			
Ti35Nb5Ta7Zr	Ti	55	530	590
	35 Nb			
	5 Ta			
	7 Zr			
NiTi	55.9-56.1 Ni	20-70	50-300	755-960
	Ti	70-110	100-800	
TiNb	Ti	60-85	-	-
	25-40 Nb			

Paslanmaz çelik en yaygın kullanıma sahip biyomalzemelerdir. Bunun nedeni ekonomik ve biyouyumlu yapısından kaynaklanır. Biyouyumlu yapıda olmasını sebebi karbon içeriğinin düşük olmasından kaynaklanır. Paslanmaz çelik yüksek oranda demir, daha düşük oranlarda krom ve içeriğinde az miktarda nikel barındırır. Krom korozyon oluşumunu aza indirme konusunda en önemli göreve sahiptir [41].

Krom Kobalt alaşımları ise CoCrMo (F75) ve CoCrWNi (90) olmak üzere ikiye ayrılır. Temsili değerler Çizelge 2.4 ve Çizelge 2.5'te görülmektedir. CoCrWNi alaşımına dişçilikte sıklıkla karşılaşıldığı gibi yapay eklem üretiminde de rastlanmaktadır. CoCrMo ise nispeten daha yeni bir alaşım olup protezlerde tercih edilmektedir [42].

Çizelge 2.4. Krom kobalt temsili değerleri [42].

Malzeme	Gerilme Direnci (MPa)	Elastisite Modülü (Gpa)
Co-Cr alaşımı	655-1896	210-253
Co-Cr-Mo	600-1795	200-230
Tendon	960-970	110
Paslanmaz Çelik 316L	465-950	200

Çizelge 2.5. Krom kobalt değerleri.

	CoCrMo (F75)	CoCrWNI (90)	CoNiCrMo (F562)	
			Tavlanmış	Soğuk Dövülmüş ve Yaşlandırılmış
Çekme Dayanımı (MPa)	655	860	793-1000	1793 (min)
Akma Dayanımı (MPa)	450	310	240-655	1585
Uzama (%)	8	10	50	8
Kesit Daralması (MPa)	8	-	65	35
Yorulma Dayanımı (MPa)	310	-	-	-

Paslanmaz çeliğin yanında en çok tercih edilen malzeme titanyum ve türevleridir. İmplant malzemelerin titanyum tercih edilmesi tesadüf değildir. Biyouyumlu diğer malzemelerden daha hafif olması, manyetik özellik göstermemesi küçük boyutlu malzeme kullanımında tercih edilmesini sağlar [43]. Titanyum alaşımlarının özellikleri malzeme ve kırık farklarının tiplerine göre gösterdiği farklılıklar Çizelge 2.6'da gösterilmiştir.

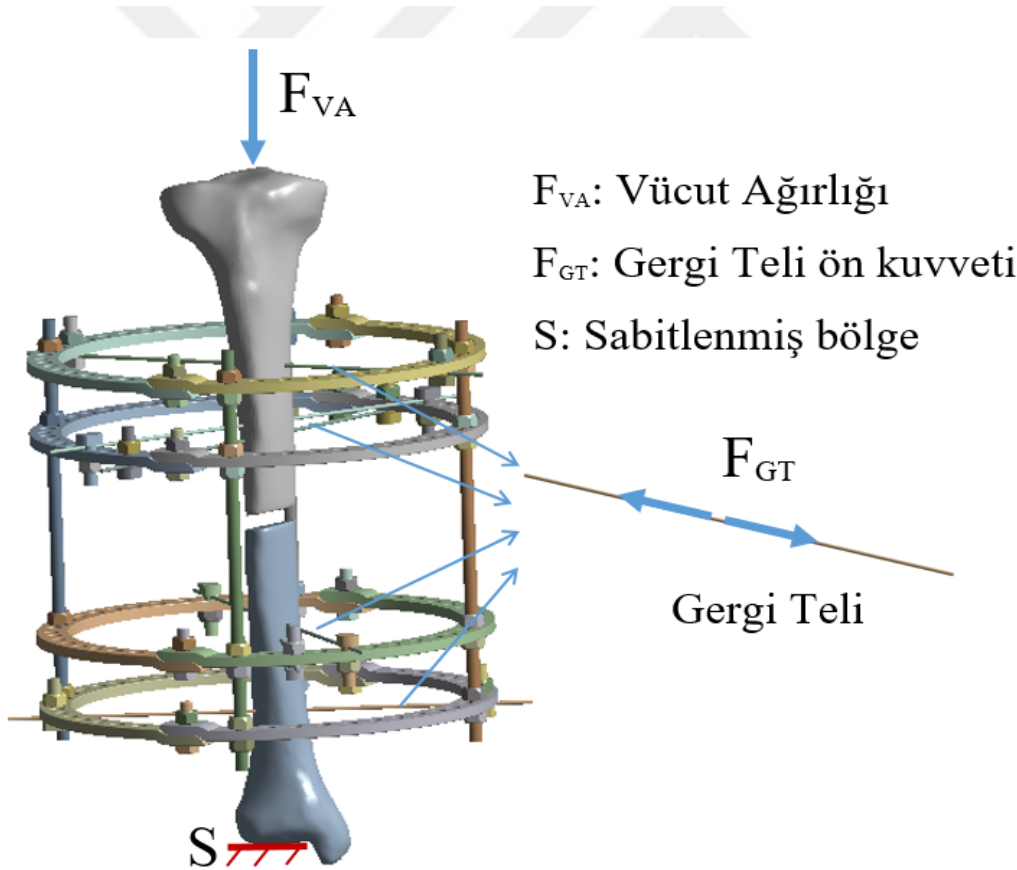
Çizelge 2.6. Malzeme ve kırık farklarının tiplerine göre Titanyum alaşımlarının özellikleri [43].

	Çekme Dayanımı (Mpa)	Akma Dayanımı (σ_y)	Uzama %	Kesit Daral- ması %	Young Modülü (GPa)
Saf Ti 1. Cins	240	170	24	30	102.7
Saf Ti 2. Cins	345	275	20	30	102.7
Saf Ti 3. Cins	450	380	18	30	103.4
Saf Ti 4. Cins	550	485	15	25	104.1
Ti-6Al-4V ELİ (Tavlanmış)	860-965	795-875	10-15	25-47	101-110
Ti-6Al-4V (Tavlanmış)	895-930	825-869	6-10	20-25	110-114
Ti-65Al-7Nb	900-1050	880-950	8.1-15	25-45	114
Ti-5Al-2,5Fe	1020	895	15	35	112
Ti 5Al 1,5B	925-1080	820-930	15-17	36-45	110
Ti-15Su-4Nb-2Ta-0,2Pd (Tavlanmış- Yaşlandırılmış)	860 1109	760 1020	21 10	64 39	89 103
Ti-15Zr-4Nb-4Ta-0,2Pd (Tavlanmış- Yaşlandırılmış)	715 919	693 806	28 18	67 72	94 99
Ti13Nb13Zr (Yaşlandırılmış)	973-1037	836-908	10-16	27-53	79-84
TMZF (Ti-12Mo-6Zr-2Fe) (Tavlanmış)	1060-1100	700-1060	18-22	64-73	78-85
Ti15Mo (Tavlanmış)	874-851	544-736	21-10	82	78-81
Ti 35,3Nb 5,1Ta 7,1Zr	596.7	547.1	19	68	55

SEA için literatürden alınan sınır şartları tanımlanmıştır. Tibia kemiğinin diz eklemi tarafından (proksimal) kuvvet uygulanmış, ayak eklemi tarafından (distal) sabitlenmiştir. Ayrıca gergi telleri için tellerin her birine telin doğrultusunda gergi kuvveti tanımlanmıştır. Vücut ağırlığından kaynaklı yük, hasta Ilizarov fiksasyonu sonrası bütün vücut ağırlığını veremeyeceği için 100 N olarak tanımlanmıştır. Ayrıca gergi telleri sabitleme sırasında ön yük verilmektedir. Bu değer literatürden 500 N olarak alınmıştır [44].

2.3. KUVVET ANALİZİ

Bilgisayar destekli çalışmalarda da benzer uygulamaların hepsinde olduğu gibi matematiksel işlemler ve döngüler ile çözümleme gerçekleşir. Bu çalışmada kullanılan kuvvet ve sınır şartlarının yerleri Şekil 2.4'te verilmiştir. Uygulamaya geçmeden önce bu yöntemler için bilinmesi gereken bazı terimler vardır.



Şekil 2.4. Kuvvet ve sınır şartları.

Madde, uzayda belirli bir yer kaplayan atomların bütününe denir [45].

Gerilim, cisme uygulanan kuvvet sonucunda oluşan direnç ve buna bağlı deformasyon gerilim olarak ifade edilir. Gerilimler iç kuvvetler ve ya dış kuvvetler sonucunda oluşabilmektedir. İç kuvvetler genellikle ısı farklarından kaynaklanır. Dış kuvvetler uygulanan bir kuvvete karşı malzemenin verdiği tepkidir. Etki eden kuvvetler karşısında yapının gösterdiği tepkiler çekme, basma ve kayma formunda gerilmelerle kendini ifade eder. MegaPaskal (MPa) olarak değeri belirtilen gerilmelerdir. Uygulanan kuvvete paralel olarak bir yapıda oluşan baskıya karşı cisim üzerine düşen kuvvet basma gerilimi, cisim üzerinde oluşan çekme kuverine karşı birim alana düşen kuvvet çekme gerilimi olarak tarif edilmektedir. Birbiriyle ilişkideki iki parçanın temas yerlerine paralel olarak şekilde birbiri üzerinde kaymalarını sağlayan kuvvet makaslama kuvveti olarak ifade edilir ve bunun sonucunda oluşan gerilmeye makaslama gerilimi denilir [46].

Basma, çekme ve makaslama gerilimleri herhangi bir yapıda boyutsal bir değişikliğe sebebiyet verebilir. Bunun sonucunda ortaya çıkan basma kuvvetlerine karşı malzemenin gösterdiği direnç çekme direnci olarak adlandırılır. Bükme kuvvetlerine karşı oluşan dirence ise makaslama direnci denir [46].

Gerilme, elastik ve ya plastik olarak ikiye ayrılır. Elastik gerilmelerde stres ortadan kalktıktan sonra malzemede gerçekleşen değişimler eski konumlarına dönmekte, plastik gerilme sonucu yerleri değişen atomlar ise bu işlemi gerçekleştirememektedir. Bu gerilmeler dokuların ve yapılandırmaya yönelik mekanik kuvvetler karşısında dayanıklılık yönünden incelenmesi gereklidir [46].

Gerilimin olduğu yerde her zaman bir deformasyon mevcuttur. Bu deformasyon akma dayanımını geçmediği sürece elastik gerilim sınırlarında kalacağı için malzemede gözle görülür bir değişiklik gerçekleşmez ve ya gerçekleşse bile malzeme eski şeklini alır. Mekanikte çekme ve basma gerilimleri karşısında malzemede gerçekleşen yapısal değişiklik gerinim olarak ifade edilir [47].

Elastiklik modülü, malzemeye tek bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirme ile gerilme arasında gerçekleşen doğrusal ilişkinin sabiti olarak ifade edilir. Mpa birimi ve “E” ile ifade edilir [47].

Poisson oranı, Bir doğrultuda ve ya yönde şekil değişimine uğrayan malzeme şekil değişiminin diğer tarafında da aynı türde değişim özelliği gösterir. Bu değişim özelliği Poisson oranı olarak ifade edilir. Bilinen bütün malzeme ve materyaller 0 ile 0.5

arasında değişen Poisson oranına sahiptir. Ve malzemeler için ayırt edici bir özellik olarak tanımlanır [47].

Malzemenin elastiklik yapısının her doğrultuda aynı olduğunun kabul edilmesi özelliği olarak ifade edilen tanım izotropik özelliktir. Elastiklik özelliğinin farklı olması ise anizotropik özellik olarak tanımlanır.

Gerinim: Bütün cisimler, üzerine etki eden kuvvetler etkisiyle deformasyona uğrar. Gerinim birim boyut başına düşen uzunluk değişimidir. Gerinim elastik veya plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerilmede, stres ortadan kalkınca cismin şekli eski haline döner [48].

Eğer cismin üzerine uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilme kuvvetinden büyük olursa cismin yapısını ve mevcut konumunu bir arada tutan kuvvetin değerinin üstüne çıkacağı için cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir [49].

Hook Kanunu: İngiliz araştırmacı Robert Hook tarafından ortaya atılan bu kanun, uzama ile onu meydana getiren kuvvet arasındaki bağıntının lineer olduğunu belirtir. Bir sünek malzemeyi çekme deneyine tabi tutan Robert Hook, meydana gelen sonuçları, gerilme-şekil değiştirme olarak yorumlamıştır [48].

Şekil değiştirmelerin gerilmeler ile arasında meydana gelen doğrusal ilişkileri kabul eden bir kanundur. Belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile yani küçük yer değiştirmeler için, cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Gerinim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, katı, düşük elastikiyet katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar [50].

Mohr Stres Noktası: Nesne, şekil değiştirme eğrisi açısından grafiksel olarak gösterilen bileşik bir stres hali biçimindedir. Bu grafiksel tasvir sistemi 1882’de Otto Mohr tarafından seçilmiştir [51]. Sistemin bu grafiksel açıklaması, bir noktanın tepe noktasının ve noktanın normalin kesilme gerilmeleri, Koordinatlar, geometrik konumlu daire şeklindeki varsayımına dayanmaktadır. Mohr odasının merkezi apsis eksenindedir [52]. Mohr’un Ofisi, Mohr’un bürosu tarafından kullanılan grafik öyküsünü kafatası rengine değiştirmelidir. Mohr dairesindeki yatay eksen normal gerilmeleri ve düşey eksen kayma gerilmeleri sunulmuştur.

Birleşik Gerilme: Bir cismin birden fazla kuvvetle zorlanır. Bu durumda, kuvvetlerin birikimi yanlış olur. Çünkü aynı anda iki kuvvet uygulandığında, toplamlar sonuçların toplamını etkiler. Uygulamanın ilkesi, ana streslere göre hareket etmektir. Temel stresler Mohr stres yönteminin çizimle bulunabileceğini vurgulamaktadır [50]-[53].

Kuvvet, Isaac Newton tarafından 1687’de ve daha sonra Newton’un hareket yasalarına göre belirlendi.

Alt çeneler, çiğneme sisteminin kuvvetlerini taklit eden modellere yüklendiğinde, çiğneme sistemi, dinamik varyasyonlar ve ikinci mertebeden diferansiyel denklemleri olan dinamik ve dinamik modeller sunar. Fizyolojik tahminler, kuvvetlerin lokalizasyonu için yapılmıştır [50].

Moment: Bir kuvvet veya kuvvet sistemine bir nesne uygulandığında, bir dönüş efekti olur. Eğer moment cismi kendi eksenini etrafında döndürürse moment, dikey eksen etrafında dönerse bükme momenti olarak adlandırılır [50].

Mukavemet: Bir sisteme uygulanan dış kuvvetlerin sistemin iç yapısında neden olduğu güçleri inceler ve sistemin iç yapısının bu kuvvetlere dayanabilmesini sağlamak için hangi malzemelerin ve hangi önlemlerin alınması gerektiğini inceler. Sistemi etkileyen bu kuvvetler, sistemdeki kuvvetleri zorlar.

Gerilme, bir cisme belirli bir kuvvet uygulandığı ve o cisimde uygulanan kuvvetin üretildiği bir birim alanındaki reaksiyon olarak tanımlanır [54].

Poisson oranı: Çekme testinde, çapraz değişim oranı, boylamasına değişim oranına göreceli oran olarak adlandırılır. Çekme veya eksenel yükleme esnasında eş zamanlı eksenel ve yanal gerginlik vardır. Malzeme, çekme yükü yönünde uzandığında kesitsel bir azalma vardır. İtme yükü için kesitsel bir artış var. Elastik sınırlarda yanal gerinimlerin eksenel gerinim hızı.

Poisson oranı (ν) tanımı, Çekme yükündeki Poisson oranı, elastik deformasyon esnasında uzama kesitindeki azalma ile orantılıdır. Kesit düşürme, malzeme kırılıncaya kadar devam eder [55].

Esneklik Katsayısı: Malzemelerin türe göre değişen esneklik değerleri vardır. Esneklik katsayısı, yük altındaki cismin moleküllerinin dahili direncidir ve yerçekimi kuvveti birimleri cinsinden ifade edilir. Yalnızca bir yönde etki eden gerilme durumunda, birim

direnç ölçüsüdür ve malzeme bazı farklılıklara sahiptir. Esneklik modülünün büyüklüğü, deformasyon için malzemelerin sertliği bu farklılıklardan bazılarıdır [55].

Kuvvet analiz yöntemleri teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir Teorik yaklaşımlar, matematik formülleri ve denklem çözümleri gerektirir. Deneysel yaklaşımlar, doğrudan yapıdan türetilmiş metriklerin kullanılmasını içerir [55].

Temel olarak, kuvvet dağılımının belirlenme yöntemleri:

1. Sonlu elemanlar kuvvet analizi yöntemi
2. Fotoelastik gerilme analizi yöntemi
3. Gerilim ölçer ile kuvvet analizi yöntemi
4. Gevrek lake kaplama tekniği ile kuvvet analizi yöntemi
5. Holografik interferometri (Lazer ışınları) ile kuvvet analizi yöntemi
6. Termografik kuvvet analizi yöntemi
7. Radyoteleometri ile kuvvet analiz yöntemi

olarak yedi maddeye ayrılabilir.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, Katı ve sıvı yapıda materyalleri için mühendislik problemleri olarak çözülmesinde, gerçek hayatta karşılaşılabilecek durumlara karşı yapılan hesaplamalar sonucunun istenmeyen bir durum çıkmadan önce belirlenmesinde, sayısal yöntemler kullanılır [47].

Öncelikle belli bir kuvvet seçilerek başlanan simülasyona göre uygulanan kuvvet sonucunda ilizarove bağlı çubuklardan halka kısma iletilen kuvvetler sonucu doğrusal bir kuvvet oluşur. Bu işlemler malzemeler üzerinde plastik değişimler gözlenip, referans alınan malzemelerin birbiriyle çakışması durumuna kadar devam ettirilmiştir [56].

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada Tibia kırığı tedavisi için kullanılan Ilizarov, halka tipi fiksator uygulaması yapılmıştır. Gerçeğe yakınlığı ve uygulanabilirliği ile pek çok yöntemin önüne geçmekle beraber, diğer fiksator yöntemlerine nazaran kemiği her yönden desteklemesiyle de avantajlıdır. Malzeme yönünden üç farklı kombinasyonun karşılaştırılmaları yapılmıştır.

Bu tür karşılaştırmaların yapılması oluşan gerilmeleri ve yer değiştirme miktarlarını belirlemek açısından önemlidir. Bulunan değerlerin tedavi sürecine etkileri kaçınılmazdır. Enfeksiyonun önlenmesi için gerekli bakımların yapılması gerekir. Normal uzunlukta olması ekstremitenin hizalanması ve rotasyonu tedavi sürecinde hastanın konforunu artırır. Bunun yanında yumuşak doku ve kemik için ek hasarın en aza indirgenmesi amaçlanmalıdır.

Diğer yöntemlere göre avantajları sebebiyle sonlu elemanlar modelinin sağladığı alt yapı yadsınamaz. Mevcut avantajlar içinde gerilme dağılımı ve deplasmanların elde edilmesi alt başlıklarda incelenecektir [57].

Ilizarov kırık stabilizasyonunun etkisi göz önüne alındığında gerilmelerin dağılımı yanında doku büyümesinin ve doku yenilenmesinin etkileri de göz önüne alınmalıdır. Açık tibia tedavilerindeki kırıklara uygulanan fiksasyonların toplam %90'ı istenilen sonuçları vermiştir.

3.1. TİBİA KIRIĞI

Kırık modeli tibia için orta bölgede oluşturulmuştur. Maksimum gerilme değerleri beklenildiği gibi tüm modellerde gergi tellerinde elde edilmiştir. Burada sistemin malzemesi değiştiğinde doğal olarak malzeme gerilme değerleri değiştiği görülmüştür. Bu noktada önemli olan sistemin hasar riskini yani rijitliğini ve stabilitesini belirleyen güvenlik faktörüdür. En düşük güvenlik faktörü değerleri maksimum gerilmelerin olduğu gergi tellerinde elde edilmiştir. Şekil 3.1'de bahsedilen uygulamanın sonuçları renkli olarak görülmektedir.

3.1.1. Gergi Telleri

Gergi tellerindeki güvenlik faktörleri karşılaştırıldığında Ti6Al4V alaşımlı sistemin dayanımı diğer malzeme türlerinin kullanıldığı sisteme göre daha iyidir. Diğer yönden CoCrMo alaşımı dayanımı Ti6Al4V alaşımlı sisteme göre daha yüksektir. Çizelge 3.1’de verilen değerlere baktığımızda CoCrMo alaşımlı Gergi tellerinin en yüksek değere sahip olduğu görülmektedir. Bunu 316L alaşımının dayanımı izler ve en düşük Ti6Al4V alaşımlı gergi tellerinin olduğu görülmektedir. Maruz kaldığı deplasman değerleri Şekil 3.1’de verilmiştir.

A: 316L

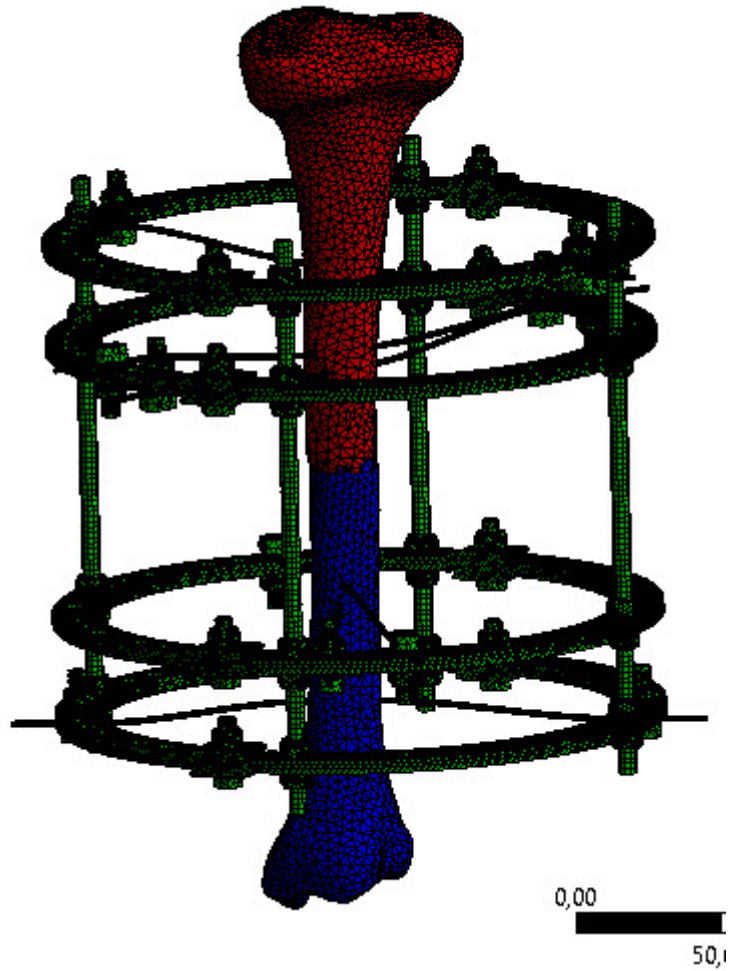
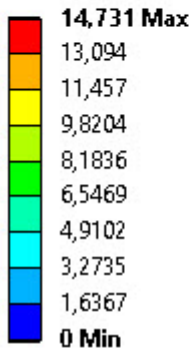
Total Deformation

Type: Total Deformation

Unit: mm

Time: 1

13.09.2017 15:27

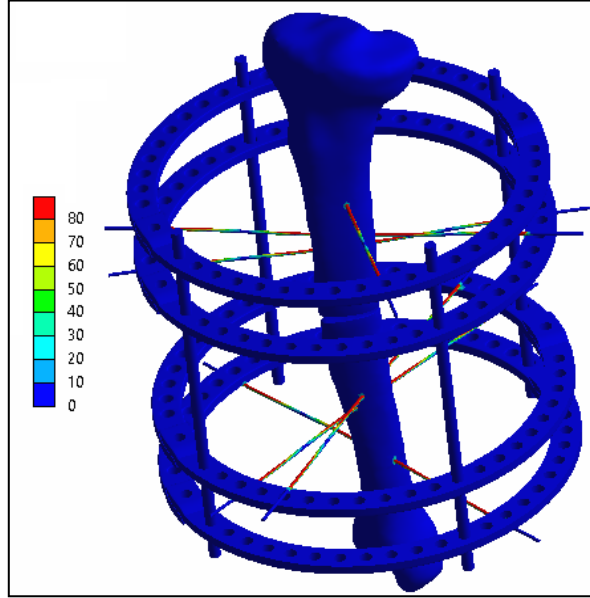


Şekil 3.1. 316L için bulunan deplasman değerleri.

3.1.2. Rodlar

Rodlar da gerilme değerleri için sanal ortamda simüle edilen kombinasyonlar sonrasında malzemelerin akma mukavemetlerini aşmamasından dolayı hasar riski yoktur. Rodların en yüksek gerilme değerine sahip olduğu metal alaşımı CoCrMo alaşımı olup, bunu

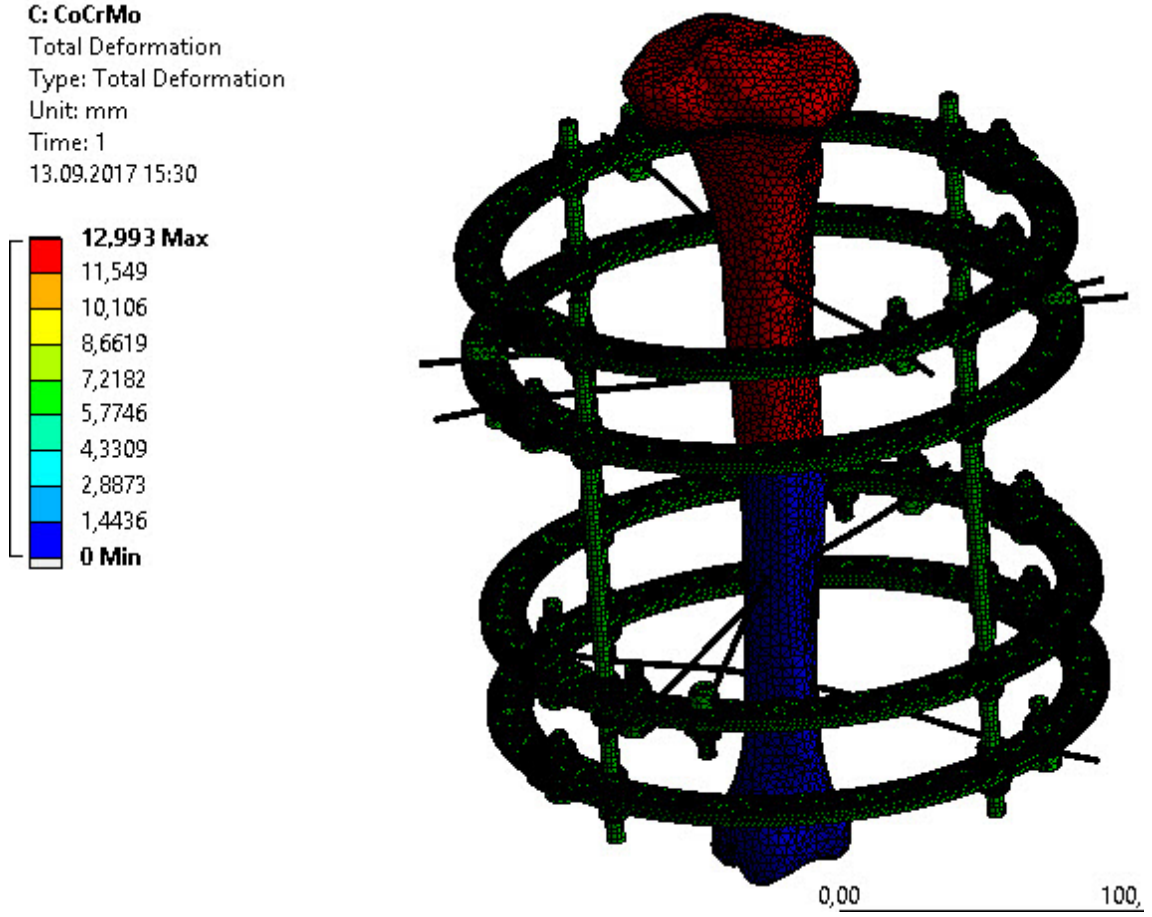
316L ve en düşük gerilme değeri olarak Ti6Al4V alaşımı izlemektedir. Şekil 3.1’de gösterilen gerilmeler Çizelge 3.1’de verilen sonuçlar ile uyumludur.



Şekil 3.2. Tibia kırığı analiz sonucu elde edilen gerilmeler.

3.1.3. Halkalar

Halkalardaki gerilme değerleri için sanal ortamda simüle edilen kombinasyonlar sonrasında malzemelerin akma mukavemetlerini aşmamasından dolayı hasar riski yoktur. Halkaların en yüksek gerilme değerine sahip olduğu metal alaşımı CoCrMo alaşımı olup, bunu 316L ve en düşük gerilme değeri olarak Ti6Al4V alaşımı izlemektedir. Şekil 3.1’de gösterilen gerilmeler Çizelge 3.1’de verilen sonuçlar ile uyumludur. CoCrMo alaşımı için bulunan deplasman değerleri Şekil 3.3’te verilmiştir.



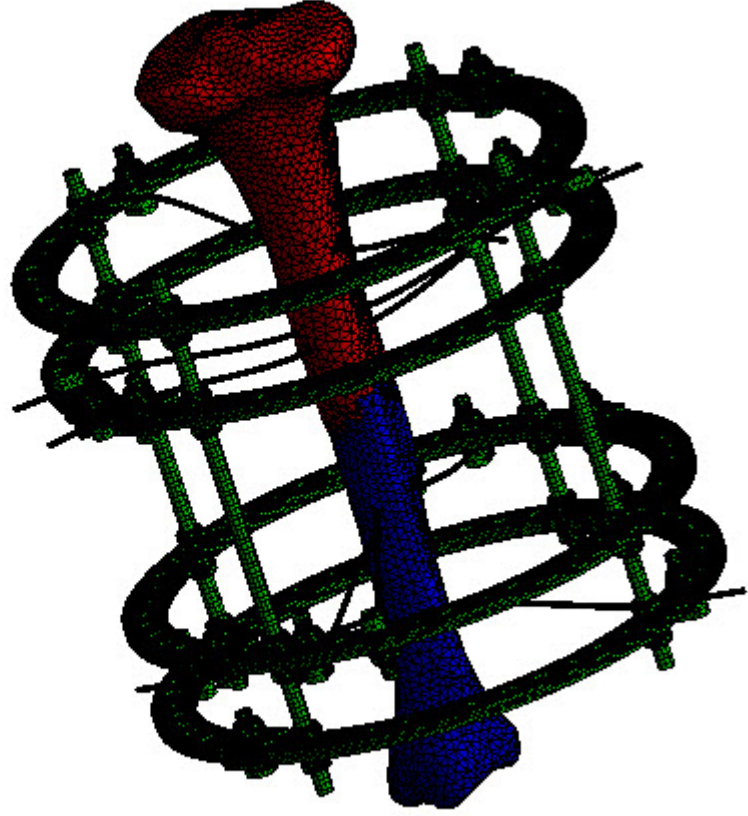
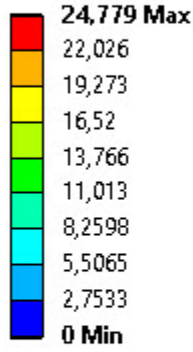
Şekil 3.3. CoCrMo alaşıımı için deplasman değerleri.

3.1.4. Schanz Vidası

Schanz vidası gerilme değerleri için sanal ortamda simüle edilen kombinasyonlar sonrasında malzemelerin akma mukavemetlerini aşmamasından dolayı hasar riski yoktur. Schanz vidalarının en yüksek gerilme değerine sahip olduğu metal alaşıımı CoCrMo alaşıımı olup, bunu 316L ve en düşük gerilme değeri olarak Ti6Al4V alaşıımı izlemektedir. Vidaların yük taşıma kabiliyetleri diğer malzemelerden yüksektir. Ti6Al4V alaşıımı için deplasman değerleri Şekil 3.4'te verilmiştir.

B: Ti6Al4V

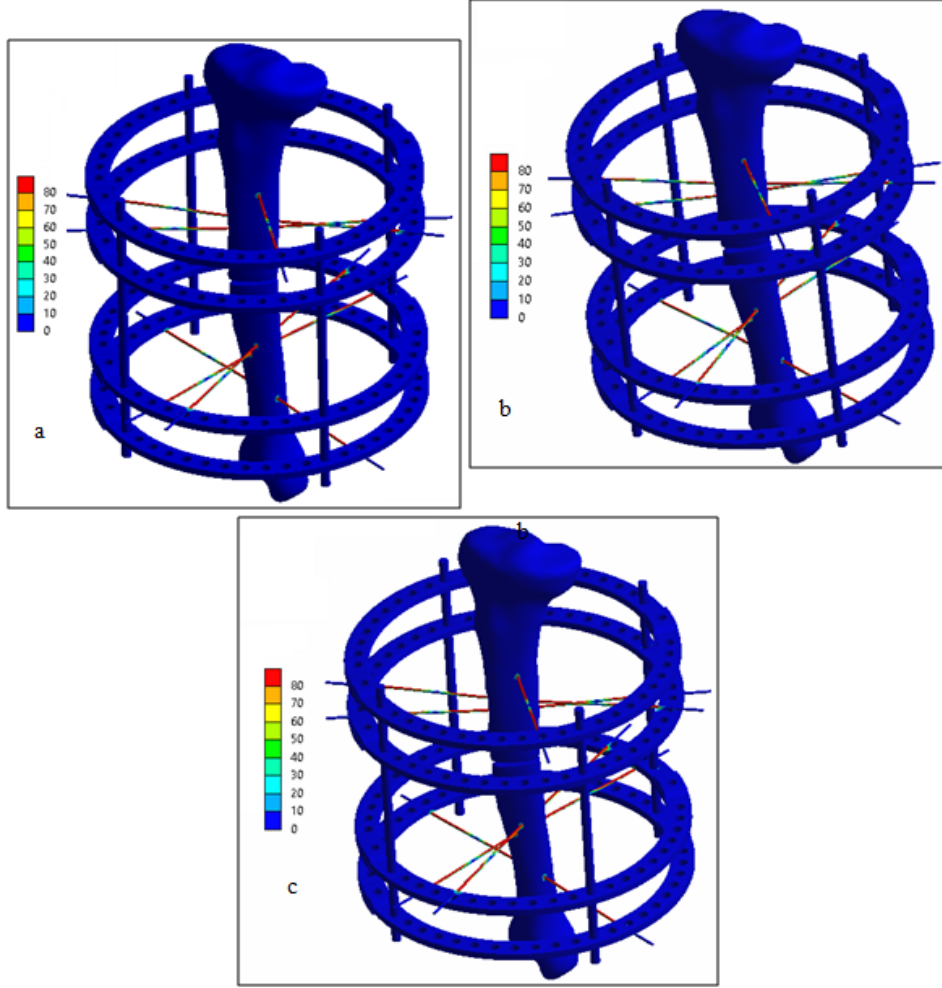
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
13.09.2017 15:30



Şekil 3.4. Ti6Al4V alaşımı için deplasman değerleri.

3.1.5. Tibia Kemiği

Kırık tibia için uygulanan yükler sonucu oluşan gerilmeler sonucu kemiğin davranışlarını öngörebileceğimiz sanal ortamda bulunan değerler Çizelge 3.1’de verilmiştir. Tibia kemiğinin orta bölgesinde oluşturulan kırık davranışları kullanılan metal alaşımına göre farklılık göstermektedir. Tibia kemiğinin en yüksek gerilme değerine sahip olduğu metal alaşımı Ti6Al4V alaşımı olup, bunu 316L ve en düşük gerilme değeri olarak CoCrMo alaşımı izlemektedir. Bu değerlerin ifade ettiği sonuç sistemin metal aksamına ait olmamasından ötürü farklı değerlendirilir. Kemikteki değerlerin düşük olması sağlıklı bir prosedür için öncelikli olarak tercih edilmelidir.



Şekil 3.5. Sonlu elemanlar sonuçları. a- 316L paslanmaz çelik, b- Ti6Al4V alaşımlı, c- CoCrMo alaşımlı model.

Bu sonuçlara göre sistemin Ti6Al4V alaşım malzemesi kullanılarak oluşturulması sistemin stabilitesi ve rijitliği için önem arz etmektedir. Diğer yönden maliyeti düşünüldüğünde sistemin halkaları ve rodları 316L paslanmaz çelikten olup, gergi tellerinin Ti6Al4V alaşımı kullanılması sistemin stabilitesi ve dayanımı için yeterli olacaktır. Aynı zamanda aşırı maliyete gerek kalmayacaktır.

Çizelge 3.1’de kemik üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri gösterilmektedir. Gerilme değerleri von mises gerilme değerlerini karşılamaktadır. Eklenen güvenlik faktörü renkli gösterilmiştir. Böylece yukarıda bahsedilen elemanların analizi tek bir çizelge üstünde göstermek amaçlanmış olup bulunan değerler ışığında bazı sonuç ve önerilere ulaşılmıştır. Ulaşılan sonuç ve öneriler bu çalışmanın sonraki başlıklarında açıklanmıştır.

Çizelge 3.1. Ilizarov sisteminin parçalarında oluşan maksimum von mises gerilme değerleri (MPa).

	316L/Güvenlik Faktörü	Ti6Al4V/Güvenlik Faktörü	CoCrMo/Güvenlik Faktörü
Gergi Telleri	635.4/ 0.32	374.5/ 2.14	723.2/ 0.99
Rodlar	8.8/ 23.3	5.2/ 153.8	10/ 72
Halkalar	141.1/ 1.45	82.9/ 9.65	160.5/ 4.49
Tibia Kemiği	87.5	92.7	68.9

Diğer yandan Ti6Al4V alaşımlı gergi telleri kullanmak kırık hattının daha fazla hareket etmesine neden olur. Çünkü titanyum alaşımı diğer malzeme türlerine göre daha esnektir. Bu durum kemik üzerindeki gerilmeleri arttırmaktadır. Kırık hattının bu şekilde yüksek gerilme değerlerine maruz kalması iyileşmeyi ve iyileşme sürecini etkiler. CoCrMo alaşımı bu üç malzeme türü arasında esnekliği en az, rijitliği en yüksek malzeme olması kırık hattının en az hareket etmesine ve kemik üzerinde oluşan gerilme değerinin diğer malzeme türlerine göre en az olmasına neden olmuştur.

3.2. MALİYET HESABI

Biyomalzemeler ile yapılan tedavilerde en büyük sıkıntılardan biri ekonomik giderler olarak karşımıza çıkmaktadır. Tedavinin gerekliliği yanında tedavi süreci boyunca yapılan masraflar, gerek hasta gerek malzeme tedarikçisini önemli ölçüde etkiler.

Biyomalzemelerin, endüstriyel alanda kullanılan diğer parlak metallere kıyasla ekonomik açıdan daha yüksek giderlere sahip olduğu görülür. Bu nedenle eksternal fiksatörler gibi malzemenin ağırlığı ve hastanın ekonomik durumunun getirdiği şartlara göre cerrahi açıdan olduğu kadar ekonomik açıdan da değerlendirilmelidir.

Çizelge 3.2’de bu çalışmada kullanılan malzemelerin ortalama kilogram baz alınarak yapılan maliyet hesabı verilmiştir. Verilen birim fiyatlar endüstriyel piyasada değişiklik gösterdiği için en çok kullanılan fiyat değerleri alınmıştır. Endüstriyel piyasadaki maddi

değeri için bir referans almak gerektiğinden, tutar hesabı Türk Lirası ile gerçekleştirilmiştir. Ortalama kilogram değerlerinin doğruluğunu kanıtlamak adına özgül ağırlıkları eklenmiş ve yapılan karşılaştırmaya uygun bir şekilde yerleştirilmiştir.

Çizelge 3.2. Kullanılan malzemelerin maliyet hesabı [58]-[60].

Malzeme	Yoğunluk (gr/cm3)	Ortalama m3 ağırlığı	Birim fiyatı	Tutar (gr/cm3)
316L	7.9	7740 kg	77 TL	6083 TL
CoCrMo	8.3	8346 kg	360 TL	29880 TL
Ti6Al4V	4.5	4500 kg	225 TL	10125 TL

Bu çalışmada yapılan mali analizin sonuçları Çizelge 3.2’de verilmiştir. Elde edilen sonuçlar malzemelerin arasındaki mali farkları göstermesi adına ortalama değerlerde alınmıştır. Ancak Malzemelerin ortalama ağırlıkları ile dolar bazında değerlendirilen ekonomik maliyet sonucunda en düşük maliyet 316L paslanmaz çelikte görülürken en yüksek maliyetin CoCrMo alaşımında görüldüğü tespit edilmiştir.

Bu sonuçlara göre malzemelerin biyouyumluluğunun ne kadar etkili olduğu yumuşak doku ile teması ile tespit edilip, yumuşak doku ile temas halinde olan malzemelerin maliyetten ziyade biyouyumluluk açısından değerlendirilmesi gerekmektedir. Yumuşak doku ile istenmeyen bir zarar verecek şekilde temas halinde olmayan malzemelerin daha hafif ve mali açıdan daha az gider ile uygulanması mümkün olacak şekilde üretilmesi tercih edilmelidir. Bu tercih hem cerrahi açıdan hem hastanın ekonomik giderleri göz önüne alındığında uygun olacaktır.

4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Sonuç olarak, farklı malzeme türlerinde, medial bölgede kırık için halka tipi fiksator değerlendirilmiştir. Buna göre tibia üzerindeki kırığın ve Ilizarov un ölçülerinin standart kabul edilmesi durumunda hem ekonomik hem cerrahi açıdan en ideal malzeme halkalar için paslanmaz çelik, gergi telleri için CoCrMo alaşımı ile sağlandığı ayrıca Ti6Al4V gibi sünekliği yüksek olan malzemelerin kullanımında kırığın daha çok zarar görebileceği sonucu elde edilmiştir. Ayrıca, tibia ve Ilizarov üzerinde ki gerilme değerleri de bu sonucu destekler niteliktedir. Kırık hattının farklılık göstermesi durumunda ise malzeme tercihi değişkenlik gösterebilir. Kobalt yanında paslanmaz çelikte kullanılabileceği gibi önemli olanın kemik içinden geçen çubukların malzemelerindeki gerilme ve yer değiştirme değerleri olduğu görülmüştür. Birbirleriyle etkileşimleri düşünüldüğünde konumlanmış montaj ile en ideal olarak bu değerlerin elde edildiği sonucuna ulaşılmıştır.

Sonlu elemanlar yönteminin sağladığı avantaj bu çalışmada da kendini göstermiştir. Eksternal iskelet fiksasyonunda elde edilen sonuçların getirdiği gerçekçi sonuçlar buna bir örnek olarak verilebilir. Bu çalışmada Sonlu elemanlar yöntemi ile elde edilen sonuçlar göz önüne alınmıştır.

Protezleri simüle ederken kullanılan sonlu elemanlar yöntemine benzer bir yöntem burada da kullanılmıştır. Protez yerine koyulan kemik ve çevresine işlenen Ilizarov sistemi ile yapılan simülasyon yöntemi ile alınan sonuçlar çıkartılmıştır.

Yapılan işlemlere rağmen, bütün bu sistemin ve işlemlerin bir bilgisayar programıyla belli parametreler altında sanal ortamda yapıldığı bilinmelidir. Gerçek materyaller ile yapılan uygulamalarda hesaba katılamayan etkenler her daim söz konusu olacaktır. Alınan parametrelerin ve sabitlerin dahi tartışılmaya açık olduğu bir gerçektir. Çizelgelerde verilen sabit mekanik özellikler çalışmanın yapısı gereği daha önce yapılan deneylerin sonuçlarına tabi olunarak belirlenmiştir.

Belirlediğimiz materyallerin özelliklerine yönelik girdiğimiz değerlerden elde edilen sonuç gerçek bir uygulama söz konusu olduğunda, hastada uygulanmadan önce test edilmesi tavsiye edilir. Buna rağmen aynı türdeki uygulamaların sonuçlarında görülen

benzerliğin daha önce uygulaması yapılan yöntemler kadar güvenilir olduğunu göstermektedir.

Alınan değerlerin verilerindeki farklılıklardan ve modelin sanal ortamdaki yapısından dolayı yapılan uygulamalara göre farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bu nedenle uygulanan farklı yöntemlerle mekanik özelliklerin uyuşmama ihtimali her daim var olacaktır.

Doğrusal olmayan geometrik yapılardan dolayı sistemin mekanik özellikleri farklılık gösterebilir. Doğrusal olmayan geometrik yapı ya da uygulandığı pozisyon sisteme gelen yükler sonucu oluşan gerilmeleri kaldırabilecek düzeyde olmalı. Doğrusal olmayan geometrik yapıdaki en önemli özellik malzemenin eğilme direncini karşılayabilecek düzeyde olmasından gelir [6].

Sertlik ölçeği fiksatorlerin mekanik özelliklerinin belirlenmesi sonrası ortaya çıkan değerlerle belirlenir. Böylece mekanik özellikleri deneysel olarak ortaya koyulabilir. Mekanik özellikler ve sertlik belirlenmesi sonrası ortaya konan sabit parametrelerle hastanın psikolojik olarak etkilenmesi de hesaba katılır. Sistemin ağırlığı vücut ağırlığına ek olarak etki edeceği için kaslara binen yük ve bedenin sağlıklı ve normal bir şekilde hareket edebilmesi de hesaba katılmalıdır [6].

Göz önünde bulundurulması gereken bir başka nokta ise hastanın fiksasyon sisteminin uygulanacağı bölgede yapılacak mecburi deformasyonlardır. İstenmeyen bir doku deformasyonu bir yana gerekli işlemlerin en az seviyede dokuya zarar verilerek yapılması önerilmektedir.

Bu çalışmada ilizarov üstüne yoğunlaşmış olup aynı yöntemler ile diğer fiksasyon sistemlerinin malzeme yönünden karşılaştırılması, bilgisayar ortamında mümkündür.

Bu çalışmadan sonra yapılabilecekler, üzerinde çalışılması için sonlu elemanlar yöntemi ile pek çok simülasyon yapılabilir. Farklı malzemelerle aynı uygulamanın simüle edilmesi fiksasyon sisteminin uygulanabilir sınırlar içinde tutulması tercih edilmelidir.

Malzemeye yönelik çalışmalarla, ağırlığı az bir fiksasyon sistemi ile hasta için kolaylık sağlanabilir. Bu sayede sisteme eklenen herhangi bir uygulamadan sonra dahi, ağırlığı bugünkü halini koruyacak ve uygulanabilirliğini koruyacaktır.

Tasarımda gidilecek değişiklikler ile hastayı rahatsız etmeden günlük yaşamını sürdürmesini sağlayacak çalışmalar yapılabilir. Sistemin, doğal vücut hareketlerini kısıtlamadan, doğal yapısını bozmayacak şekilde yapılacak değişiklikler veya farklı bir

tasarım ile vücut hareketlerinin doğallığını koruyan bir fiksasyon sistemi üzerinde çalışılabilir.

Uygulamada gidilecek değişiklikler ile yumuşak dokuda daha az mümkünse hiçbir deformasyon meydana getirmeden yapılacak uygulamalar üzerinde çalışmakta tercih sebebi olabilir.

Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar ile biyouyumluluğu yüksek bir çalışma yapılırken yararlanılabilecek ve ileri ki çalışmalarda hangi malzemenin Ilizarov sisteminde ne tür bir etki yapabildiği sonucuna eskisinden daha kesin bir şekilde ulaşılır olacaktır.



5. KAYNAKLAR

- [1] S. Ünsalan, "Eksternal fiksator schanz vidalarında, yorulma, çekme-çıkarma ve sıkma-çözülme torklarının analizi," Yüksek lisans tezi, Makine Eğitimi Koleksiyonu Anabilim dalı, Selçuk Üniversitesi, Konya, Türkiye, 2006.
- [2] A. R. Kemper, C. McNally, E. A. Kennedy, and S. J. Manoogian, "Material properties of human rib cortical bone from dynamic tension coupon testing," *Stapp Car Crash Journal*, vol. 47, pp. 199, 2005.
- [3] A. Aydın, İ. D. Akçalı, E. Avşar, M. Kerem Ün, H. Mutlu, T. İbrikçi, Ö. S. Biçer, C. Özkan, A. Durmaz, "Tekil olmayan fiksator otomasyonu," *Çukurova Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*, c. 30, s. 2, ss. 81-92, 2015.
- [4] M. Tuekenmez and G. Tezeren, "The treatment of adult segmented tibial shaft fractures with Ilizarov circular external fixator," *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences*, vol. 27, no. 3, pp. 379, 2007.
- [5] F. Atik, A. Özkan, and İ. Uygur, "İnsan uyluk kemiği ve kalça protezinin gerilme ve deplasman davranışının kıyaslanması," *Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, c. 16, s. 3, 2012.
- [6] H. Radke, D. N. Aron, A. Applewhite, and G. Zhang, "Biomechanical analysis of unilateral external skeletal fixators combined with im-pin and without im-pin using finite-element method," *Veterinary Surgery*, vol. 35, no. 1, pp. 15-23, 2006.
- [7] S. Kishan, S. Sabharwal, F. Behrens, M. Reilly, and M. Sirkin, "External fixation of the femur: basic concepts," *Techniques in Orthopaedics*, vol. 17, no. 2, pp. 239-244, 2002.
- [8] B. Turkey, "Purpose: The purpose of this study is, to determine the complications of Dynamic Axial Fixator (DAF) which permits dynamization during treatment period and also to make comments in order to treat and prevent such complications," *Joint Diseases & Related Surgery*, vol. 10, pp. 63-71, 1999.
- [9] A. Eriksson and T. Albrektsson, "Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit," *The Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 50, no. 1, pp. 101-107, 1983.
- [10] K. D. Carmichael, J. Bynum, and N. Goucher, "Rates of refracture associated with external fixation in pediatric femur fractures," *American Journal of Orthopedics (Belle Mead, NJ)*, vol. 34, no. 9, pp. 439-444, 2005.
- [11] Q. Zhang, S. Tan, and S. Chou, "Investigation of fixation screw pull-out strength on human spine," *Journal of Biomechanics*, vol. 37, no. 4, pp. 479-485, 2004.
- [12] I. Karnezis, A. Miles, J. Cunningham, and I. Learmonth, "Axial preload in external fixator half-pins: a preliminary mechanical study of an experimental

- bone anchorage system," *Clinical Biomechanics*, vol. 14, no. 1, pp. 69-73, 1999.
- [13] F. Behrens and K. Searls, "External fixation of the tibia Basic concepts and prospective evaluation," *Bone & Joint Journal*, vol. 68, no. 2, pp. 246-254, 1986.
- [14] T. Wehner, L. Claes, and U. Simon, "Internal loads in the human tibia during gait," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, no. 3, pp. 299-302, 2009.
- [15] C. Özcan, Y. Albayrak, S. Bilgin, and H. Uysal, "Patellar pendulum and assesment of spasticity via patellar pendulum and muscular-skeletal modelling," *Biyomut 2014 Conference*, İstanbul, Turkey, 2015.
- [16] B. Mutlu ve K. Mustafa, "Kırık kemik tedavilerinde kullanılan fiksatorlerin mekanik özellikleri ve üç değişik malzemeden yapılmış halka tipi fiksatorlerin mekanik testleri," *Mühendis ve Makine*, c. 46 s. 543, ss. 29-38, 2005.
- [17] G. De Bastiani, R. Aldegheri, and L. R. Brivio, "The treatment of fractures with a dynamic axial fixator," *Bone & Joint Journal*, vol. 66, no. 4, pp. 538-545, 1984.
- [18] D. Paley and D. C. Maar, "Ilizarov bone transport treatment for tibial defects," *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 14, no. 2, pp. 76-85, 2000.
- [19] C.-H. Ma, C.-H. Wu, Y.-K. Tu, and T. S. Lin, "Metaphyseal locking plate as a definitive external fixator for treating open tibial fractures clinical outcome and a finite element study," *Injury*, vol. 44, no. 8, pp. 1097-1101, 2013.
- [20] Ö. Karakoyun, M. Erol, and M. Karıksız, "Konjenital radius başı çıkığının bilgisayar destekli heksapod eksternal fiksator ile tedavisi," *Journal of Clinical and Experimental Investigations*, c. 6, s. 3, ss. 301-305, 2015.
- [21] P. Evrard, M. Di Shino, C. Steenman, G. Dalzotto, and S. Rigal, "Monolateral orthopedic device with external fixing for immobilizing a fractured bone," Google Patents, United State, 11, 25, 2003.
- [22] G. Buciu, D. Popa, D. Grecu, D. Niculescu, and R. Nemes, "Virtual comparative study on the use of nails at the fixation of tibial fractures using finite element method," *4th International Conference Advanced Composite Materials Engineering*, Brasov, Romania, 2012.
- [23] S. A. Green, "Components of the ilizarov system," *Techniques in Orthopaedics*, vol. 5, no. 4, pp. 1-11, 1990.
- [24] W. Walke, Z. Paszenda, and M. Kaczmarek, "Biomechanical analysis of tibia-double threaded screw fixation," *Archives of Materials Science and Engineering*, vol. 30, no. 1, pp. 41-44, 2008.
- [25] E. D. Übeyli, "Biyomedikal eğitiminde bilişim teknolojilerinin kullanımı," *XI. Türkiye'de İnternet Konferansı*, Ankara, Türkiye, 2006.
- [26] O. Verim, "Farklı medikal cihazlar ile modellenmiş insan proximal femurların karşılaştırılması ve fem analizleri," *6th International Advanced Technologies Symposium*, Afyon, Türkiye, 2011.
- [27] Y. Chen, Y. Miao, C. Xu, G. Zhang, T. Lei, and Y. Tan, "Wound ballistics of the pig mandibular angle: a preliminary finite element analysis and experimental study," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 6, pp. 1131-1137, 2010.

- [28] B. Gasser, B. Boman, D. Wyder, and E. Schneider, "Stiffness characteristics of the circular Ilizarov device as opposed to conventional external fixators," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 112, no. 1, pp. 15-21, 1990.
- [29] Y. Kumcu and B. Cinar, "Desalination: A solution to water shortage or not," in *Proceedings of The Congress-International Association For Hydraulic Research*, Islamabad, Pakistani, p. 311, 2007.
- [30] S.-H. Woo, S. W. Suh, T. G. Jung, S.-J. Lee, D.-W. Han, and J. H. Yang, "Biomechanical assessment of a novel lengthening plate for distraction osteogenesis: A finite element study," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 6, no. 4, pp. 216-223, 2016.
- [31] B. Tanriverdi, "Gelişimsel kalça displazili kemiğin sonlu elemanlar analizi ve normal kemikle karşılaştırılması," Yüksek lisans tezi, Biyomühendislik Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, Türkiye, 2017.
- [32] M. S. Ghiasi, J. Chen, A. Vaziri, E. K. Rodriguez, and A. Nazarian, "Bone fracture healing in mechanobiological modeling: A review of principles and methods," *Bone reports*, vol. 6, pp. 87-100, 2017.
- [33] E. Şap and H. Çelik, "V ve Mn ilavesinin kobalt esaslı alaşımların içyapı ve diğer bazı özelliklerine etkisi," *Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi*, vol. 25, ss. 25-37, 2013.
- [34] H. Hermawan, D. Ramdan, and J. R. Djuansjah, *Biomedical Engineering from Theory to Applications Metals for Biomedical Applications*, Malaysia: Edutech, 2011.
- [35] I. Ionescu, T. Conway, A. Schonning, M. Almutairi, and D. W. Nicholson, "Solid modeling and static finite element analysis of the human tibia," *ASME Summer Bioengineering Conference*, Florida, USA, 2003.
- [36] M. Niinomi, "Mechanical properties of biomedical titanium alloys," *Materials Science and Engineering: A*, vol. 243, no. 1-2, pp. 231-236, 1998.
- [37] Y. Liu, X. Zhao, L.-C. Zhang, D. Habibi, and Z. Xie, "Architectural design of diamond-like carbon coatings for long-lasting joint replacements," *Materials Science and Engineering*, vol. 33, no. 5, pp. 2788-2794, 2013.
- [38] T. E. O. Sokrab, "See discussions, stats, and author profiles for this publication Hypothalamic hamartoma presenting with gelastic seizures, generalized convulsions, and ictal psychosis," *Sudan University of Science and Technology*, vol. 15, pp. 43-45, 2016.
- [39] D. L. Elbert and J. A. Hubbell, "Surface treatments of polymers for biocompatibility," *Annual Review of Materials Science*, vol. 26, no. 1, pp. 365-394, 1996.
- [40] C. Elias, J. Lima, R. Valiev, and M. Meyers, "Biomedical applications of titanium and its alloys," *Jom*, vol. 60, no. 3, pp. 46-49, 2008.
- [41] M. Navarro, A. Michiardi, O. Castano, and J. Planell, "Biomaterials in orthopaedics," *Journal of the Royal Society Interface*, vol. 5, no. 27, pp. 1137-1158, 2008.
- [42] M. Ridzwan, S. Shuib, A. Hassan, A. Shokri, and M. M. Ibrahim, "Problem of stress shielding and improvement to the hip implant designs: a review," *Journal*

Medical Science, vol. 7, no. 3, pp. 460-467, 2007.

- [43] M. K. Han, M. J. Hwang, D. H. Won, Y. S. Kim, H. J. Song, and Y. J. Park, "Massive transformation in titanium-silver alloys and its effect on their mechanical properties and corrosion behavior," *Materials*, vol. 7, no. 9, pp. 6194-6206, 2014.
- [44] N. Bishop, M. Van Rhijn, I. Tami, R. Corveleijn, E. Schneider, and K. Ito, "Shear does not necessarily inhibit bone healing," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 443, pp. 307-314, 2006.
- [45] D. Post, B. Han, and P. Ifju, "High sensitivity moiré: experimental analysis for mechanics and materials," *Springer Science & Business Media*, vol. 18, pp. 45-46, 2012.
- [46] O. Sayman, R. Karakuzu, M. Zor, ve F. Şen, *Mukavemet II*, İzmir, Türkiye: Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Basım Ünitesi, 1997.
- [47] T. R. Chandrupatla, A. D. Belegundu, T. Ramesh, and C. Ray, *Introduction to Finite Elements in Engineering* 2nd ed., New Jersey, USA: Prentice Hall Upper Saddle River, 2002.
- [48] M. B. Caniklioğlu, "Dişhekimliğinde hook kanunu ve epolmanın deformasyonla ilişkileri," *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, vol. 4, no. 4, pp. 365-375, 1970.
- [49] N. M. Baran, *Finite element analysis on microcomputers*, New York, United State: McGraw-Hill Inc., 1988.
- [50] C. P. Pal, H. Kumar, D. Kumar, K. S. Dinkar, V. Mittal, and N. K. Singh, "Comparative study of the results of compound tibial shaft fractures treated by Ilizarov ring fixators and limb reconstruction system fixators," *Chinese Journal of Traumatology*, vol. 18, no. 6, pp. 347-351, 2015.
- [51] Ö. Kutay, K. Serhan Akşit, A. Balatlıoğlu, and L. Gettleman, "Effect of soft denture liners on masticatory performance and efficiency," *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, vol. 29, no. 1, pp. 22-27, 1995.
- [52] N. İlhan, "Ortodontik tedavi sırasında erken ve geç yüklenen mini vidaların oluk sıvısındaki interlökin-8 ve matriks metalloproteinaz-8 seviyelerinin değerlendirilmesi," Doktora tezi, Ortodonti Anabilim Dalı, Selçuk Üniversitesi, Konya, Türkiye, 2014.
- [53] R. Mericske-stern, P. Assal, and W. Buergin, "Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 7, no. 4, pp. 378-386, 1996.
- [54] B. Yang, M. Uchida, H. M. Kim, X. Zhang, and T. Kokubo, "Preparation of bioactive titanium metal via anodic oxidation treatment," *Biomaterials*, vol. 25, no. 6, pp. 1003-1010, 2004.
- [55] Y. Oğuz, "Kilitli vida ve plak sisteminin sagittal split ramus osteotomisinde kullanılmasının üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi," Doktora tezi, Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Başkent Üniversitesi, Ankara, Türkiye 2007.
- [56] F. A. Basciftci, H. H. Korkmaz, H. İşeri, and S. Malkoç, "Biomechanical

evaluation of mandibular midline distraction osteogenesis by using the finite element method," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 125, no. 6, pp. 706-715, 2004.

- [57] G. Eskitaşcıoğlu, "Doğal ve protetik restorasyonlu dişlerde farklı sentrik kontak tiplerinde oluşan fonksiyonel gerilmelerin structural analysis program ile incelenmesi," Doktora tezi, Ortodonti Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi, Ankara, Türkiye 1991.
- [58] Anonim. (2018, 11 Temmuz). [Online]. Erişim: <https://turkish.alibaba.com/trade/search?SearchText=titanyum+fiyat&selectedTab=products&viewType=GALLERY>.
- [59] Anonim. (2018, 11 Temmuz). [Online]. Erişim: <https://turkish.alibaba.com/trade/search?SearchText=CoCrMo&selectedTab=products&viewType=GALLERY>.
- [60] Anonim. (2018, 11 Temmuz). [Online]. Erişim: <https://turkish.alibaba.com/trade/search?SearchText=316L&selectedTab=products&viewType=GALLERY>.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Hüseyin Furkan BÜLBÜL
Doğum Tarihi ve Yeri : 12/10/1989 Adapazarı
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : h.furkanbulbul@hotmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	Makine Müh.	Düzce Üniversitesi	2018
Lisans	Makine Müh.	Hitit Üniversitesi	2014
Lise	Fen Bilimleri	80. Yıl Cumhuriyet Lisesi	2006