

**KEMİK KIRIKLARINDA KULLANILAN
SABİTLEYİCİ ÜNİTENİN (EKSTERNAL
FİKSATÖR) MODELLENMESİ VE BİR KIRIK
FEMURDA UYGULAMA**

Damla ÇEPER

**Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı
Prof. Dr. Sadri ŞEN
2014
Her Hakkı Saklıdır**

**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**KEMİK KIRIKLARINDA KULLANILAN SABİTLEYİCİ
ÜNİTENİN (EKSTERNAL FİKSATÖR) MODELLENMESİ VE BİR
KIRIK FEMURDA UYGULAMA**

Damla ÇEPER

MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

**ERZURUM
2014**

Her hakkı saklıdır



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



TEZ ONAY FORMU

KEMİK KIRIKLARINDA KULLANILAN SABİTLEYİCİ ÜNİTENİN (EKSTERNAL
FİKSATÖR) MODELLENMESİ VE BİR KIRIK FEMURDA UYGULAMA

Prof. Dr. Sadri ŞEN danışmanlığında, Damla ÇEPER tarafından hazırlanan bu çalışma 03/02/2014 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak **oybirliği/oy-çokluğu (.3/.3)** ile kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Sadri ŞEN

İmza :

Üye : Prof. Dr. Orhan KARSAN

İmza :

Üye : Doç. Dr. Ferhat BÜLBÜL

İmza :

Yukarıdaki sonucu onaylıyorum


Prof. Dr. İhsan EFEOĞLU
Enstitü Müdürü

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaklardan yapılan bildirişlerin, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak olarak kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

KEMİK KIRIKLARINDA KULLANILAN SABİTLEYİCİ ÜNİTENİN (EKSTERNAL FİKSATÖR) MODELLENMESİ VE BİR KIRIK FEMURDA UYGULAMA

Damla ÇEPER

Atatürk Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makina Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Danışmanı: Prof. Dr. Sadri ŞEN

Eskiden olduğu gibi günümüzde de çeşitli kazalar sonucu travmalar ve kemik kırıkları oldukça yaygın görülen vakalardır ve her geçen gün alternatif tedavi yöntemleri araştırılmaktadır. Açık cerrahinin çeşitli komplikasyonları nedeniyle yaklaşık elli yıldır eksternal fiksasyon yöntemi diğer tedavi yöntemlerine tercih edilmektedir.

Eksternal fiksatörler kırık tedavisinde, kırık kemiğin uygun bölgelerinden tel, çivi veya vidaların dışardan sabitlenen rijit bir desteğe (fiksatör gövdesi) doğru konumda bağlanması ve tedavi süresinin beklenmesi ile elde edilen sistemdir.

Bu çalışmamızda kırık kemiklerin tedavisinde kullanılan eksternal fiksatörlerin değişik yerleştirme şartlarında gerilme analizi yapılmıştır. Sonuçlar yorumlanarak sabitleyici ünitenin en uygun yerleştirilme koşulları için önerilerde bulunulmuştur.

2014, 54 sayfa

Anahtar Kelimeler : Eksternal Fiksatör, Gerilme Analizi, Sonlu Elemanlar Yöntemi

ABSTRACT

MODELING OF AN EXTERNAL FIXATOR AND AN APPLICATION ON A BROKEN FEMUR

Damla ÇEPER

Atatürk University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering

Supervizor : Prof. Dr. Sadri ŞEN

As a result of various accidents, traumas and broken bones are such common cases today they used to and day by day alternative methods of treatments have been researched. Because of various complications of open surgeries the method of external fixator have been preferred than the other methods of treatments for 50 years.

External fixator is a system which are obtained by tying the broken bone to the right support (fixator body) which are externally fixed by nails and screws in the right position and waiting the period of treatment.

In this study, the stress analysis of the external fixators used in the treatment of the broken bones have been done in various conditions of placing. The results have been commented and proposed to the best conditions of placing of external fixator have been determined.

2014, 54 pages

Keywords: External Fixator, Stress Analysis, Finite Element Method

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans tezimin belirlenmesi ve tamamlanması aşamalarında, öncelikle tezimi değerlendiren, değerli görüş ve eleştirileriyle her türlü ilgi ve yardımı esirgemeyen tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Sadri ŞEN'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam esnasında bana destek olan ve bilgi alış verişinde bulunduğum Sayın Yard.Doç.Dr. Ruhi YEŐİLDAL'a tez çalışmamın her aşamasında bana verdiği destekle çalışma azmi kazandıran aileme en derin sevgi ve saygılarımı sunarım.

Damla ÇEPER

Ocak 2014

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK ÖZETLERİ	2
2.1. Femur Kemiği ve Kemik İç ve Anatomik Yapısı.....	2
2.1.1. Kemik iç yapısı.....	2
2.1.2. Femur kemiği ve anatomik yapısı	3
2.2 Kemik Kırığı Oluşumu ve Kırık Çeşitleri	4
2.3. Eksternal Fiksatorler ve Özellikleri.....	5
2.4. Malzeme Özellikleri	13
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	15
3.1. Materyal.....	15
3.2. Yöntem	19
3.3. Sonlu Elemanlar Yöntemi	24
3.3.1. Sonlu elemanlar yöntemi aşamaları	25
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	28
4.1. Sağlam Kemik Üzerine Hesaplamalar	29
4.1.1. Oluşturulan modelin sınır şartları, uygulanan yükler ve sonlu eleman yapısı ..	29
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	34
5.1. Sağlam Kemik İçin Sonuçlar.....	34
5.2. Fiksator Vidası Uygulanmış Femur Modelleri İçin Sonuçlar	40
5.2.1. Bu şartlarda yapılan sayısal deneylerden elde edilen (α) 110° için elde edilen bulgular.....	41
5.2.3. Uygulama açısının (α) 105° ve 100° olduğu uygulama bulguları.....	41
5.3. Sonuç.....	52

KAYNAKLAR	54
ÖZGEÇMİŞ	56

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

A	Alan
kg	Kilogram
m	Metre
mm	Milimetre
N	Newton
Pa	Pascal
°	Derece
∞	Fiksatorle x ekseninin yaptığı açı
α	Kırıkla fiksatorün yaptığı açı
β	Kırıkla x ekseninin yaptığı açı
γ	Femur kemiğinin düşey eksenle yaptırıldığı açı
σ_M	von Mises gerilme dağılımı
σ_x	X yönündeki gerilmeler
σ_y	Y yönündeki gerilmeler
σ_z	Z yönündeki gerilmeler

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Femur kemiği boyuna kesit iç yapısı.....	2
Şekil 2.2. Femur kemiği kısımları	3
Şekil 2.3. Tek bir femur kemiğine etkiyen kuvvet.....	4
Şekil 2.4. Kırığa sebep olan kuvvetler	5
Şekil 2.5. Halka ve çivili eksternal fiksator örnekleri.....	6
Şekil 2.6. Eksternal fiksator üst kısmı	7
Şekil 2.7. Eksternal fiksator alt kısmı	7
Şekil 2.8. Schanz vidası	9
Şekil 2.9. Schanz vidalı eksternal fiksator	10
Şekil 3.1. Femur kemiği modeli.....	16
Şekil 3.2. Boyun kısmından 45° kırılmış femur kemiği	17
Şekil 3.3. Modellemede kullanılan borulu ve Schanz vidalı eksternal fiksator.....	18
Şekil 3.4. Modellenen fiksator görüntüsü	19
Şekil 3.5. Kırıkla fiksatorün birbirine göre konumlandırılması.....	20
Şekil 3.6. Düşey düzleme göre belirli eğiklik açısıyla eğilen ve kemiğe monte edilmiş ve eksternal fiksator.....	21
Şekil 3.7. Ara yüzey oluşturulmuş femur kemiği ve eksternal fiksator.....	22
Şekil 3.8. Analiz edilecek model	22
Şekil 3.9. Sonlu elemanlar ağ yapısı oluşturulmuş model	23
Şekil 3.10. Sabitlenmiş ve kuvvet uygulanmış model	24
Şekil 3.11. Örnek bir sonlu eleman modelinin düğüm noktaları ve elemanları	26
Şekil 4.1. Alt kısımdan uygulanan sabitleme	30
Şekil 4.2. Üst Kısımdan uygulanan sabitleme (kasların tuttuğu kısım).....	30
Şekil 4.3. Üst Kısımdan uygulanan sabitleme üst görünüşü (kasların tuttuğu kısım)	31
Şekil 4.4. y yönünde hareket serbest, x ve z yönünde hareket engelli.....	31
Şekil 4.5. Uygulanan yük.....	32
Şekil 4.6. Pelvis kemiği ve uyluk kemiği sonlu eleman(Mesh) ağ yapılı model.....	32
Şekil 4.7. Uyluk kemiği sonlu eleman(Mesh) ağ yapılı model.....	33
Şekil 5.1. σ_x gerilmeleri üstten görünüşü.....	34

Şekil 5.2. σ_x gerilmelerinin alttan görünüşü	35
Şekil 5.3. σ_x gerilmelerinin kesit görünüşü	35
Şekil 5.4. σ_y gerilmeleri üstten görünüşü	36
Şekil 5.5. σ_y gerilmeleri alttan görünüşü	36
Şekil 5.6. σ_y gerilmeleri kesit görünüşü	37
Şekil 5.7. σ_z gerilmeleri üstten görünüşü	37
Şekil 5.8. σ_z gerilmeleri alttan görünüşü	38
Şekil 5.9. σ_z gerilmelerinin kesit görünüşü	38
Şekil 5.10. σ_M gerilmelerinin (von-Mises) üstten görünüşü	39
Şekil 5.11. σ_M (von-Mises) gerilmelerinin alttan görünüşü	39
Şekil 5.12. σ_M (von-Mises) gerilmelerinin kesit görünüşü	40
Şekil 5.13. 110° vida uygulanmış modelde femur kemiğindeki σ_x gerilmelerinin üstten görünüşü	42
Şekil 5.14. 110° de σ_x gerilmelerinin alttan görünüşü	42
Şekil 5.15. 110° de σ_x gerilmelerinin kesit görünüşü	43
Şekil 5.16. 110° de σ_y gerilmelerinin üstten görünüşü	43
Şekil 5.17. 110° de σ_y gerilmelerinin alttan görünüşü	44
Şekil 5.18. 110° de σ_y gerilmelerinin kesit görünüşü	44
Şekil 5.19. 110° de σ_z gerilmelerinin üstten görünüşü	45
Şekil 5.20. 110° de σ_z gerilmelerinin alttan görünüşü	45
Şekil 5.21. 110° de σ_z gerilmelerinin kesit görünüşü	46
Şekil 5.22. 110° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin üstten görünüşü	46
Şekil 5.23. 110° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin alttan görünüşü	47
Şekil 5.24. 110° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin kesit görünüşü	47
Şekil 5.25. 105° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin üstten görünüşü	48
Şekil 5.26. 105° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin alttan görünüşü	48
Şekil 5.27. 105° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin kesit görünüşü	49
Şekil 5.28. 100° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin üstten görünüşü	50
Şekil 5.29. 100° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin alttan görünüşü	50
Şekil 5.30. 100° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin kesit görünüşü	51

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Biyomalzeme çeşitleri ve kullanım alanları	14
Çizelge 4.1. Malzeme özellikleri	28
Çizelge 5.1. σ_M değerleri.....	51
Çizelge 5.2. Eşdeğer gerilme – çivi konumu	52

1. GİRİŞ

Kemik vücut ağırlığını taşıyan destek elemanıdır ve vücut sıvısı ile dinamik denge halindedir. İnsan organizmasındaki en sert dokulardan oluşmuştur ve kompozit malzeme özelliği taşır. Bu sebeple kırılabilirliği yüksektir. Özellikle yaşlılarda kırık riski daha fazladır. Kemiğin kırılabilirlik özelliği yıllar geçtikçe arttığı gibi günümüzde günlük kazalar, trafik kazaları, iş kazaları sonucu kırıklar oluşabilir.

Kazalar sonucunda kırığın genelde açık ya da çok parçalı oluşu sebebiyle ameliyat çeşitli enfeksiyonel durumlara sebep olabileceği gibi çabuk iyileşebilen bir yöntem değildir. Bu sebeple çoğu kırıkta tercihen tedavi yöntemi olarak eksternal fiksasyon kullanılmaktadır.

Eksternal fiksasyonlar, kırık tedavisinde kırık olan kemiğin uygun bölgelerinden tel, çivi veya vidaların dışardan sabitlenen rijit bir desteğe doğru konumda bağlanması ve tedavi süresinin beklenmesi ile elde edilen sistemdir.

Bu çalışma kemik kırıklarında vücutta eksternal fiksasyon ile sabitleme sonucunda oluşan farklı gerilmelerin incelenmesi ve karşılaştırılması esasına dayanmaktadır. PRO ENGINEER paket programında kırık insan femur kemiği ve uygun eksternal fiksasyon birebir modellenmiş ve ANSYS WORKBENCH paket programına aktarılıp gerilme dağılımları incelenerek uygun sabitleme koşulları belirlenmiş ve yorumlanmıştır.

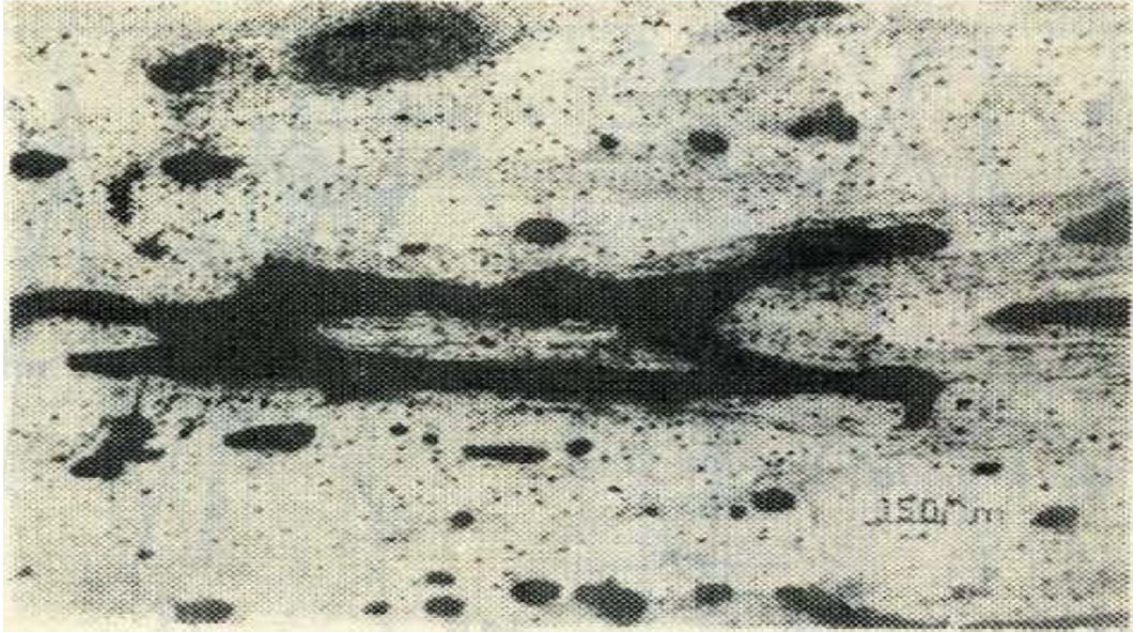
2. KAYNAK ÖZETLERİ

2.1. Femur kemiği ve kemik İ ve Anatomik Yapısı

2.1.1. Kemik iç yapısı

Kemikler vücut ağılığını taşıyan, kanımızla ve kas sistemimizle dinamik denge halinde olan ve bol miktarda kanallardan meydana gelen sert kırılğan yapılarıdır. Kanalların etrafında değişik sayıda lameller vardır. Bu lamellerin keşimeleri kemiği kompozit malzeme haline getirir.

Zorlanmanın etkisiyle bütün malzemelerde görülen elastik veya plastik deformasyon çatlak oluşması ve çatlağın kırılmaya yol açacak tarzda ilerlemesi söz konusu olabilmektedir. Kemikte Havers kanalları (Şekil 2.1) denilen kanal sistemleri vardır ve bu kanalların çatlak ilerlemesine mani olduklarını gösteren önemli deneysel bulgular vardır (Üişik vd).

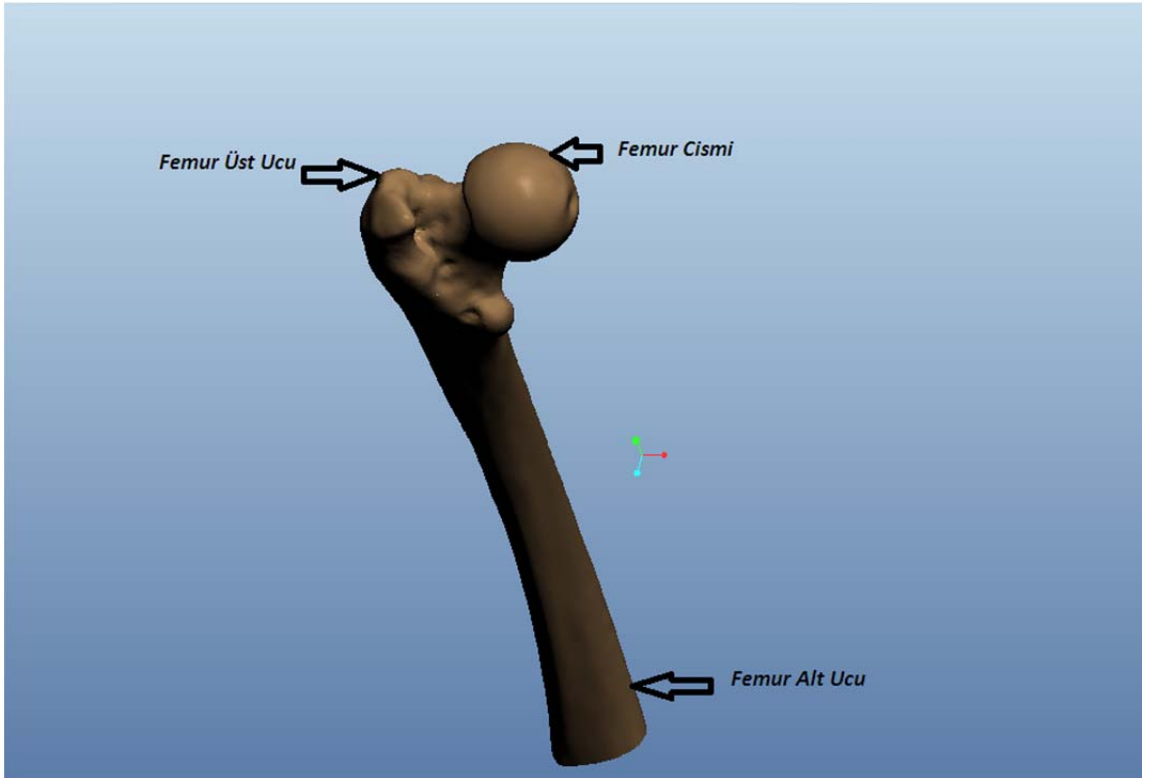


Şekil 2.1. Femur kemiği boyuna kesit iç yapısı

2.1.2. Femur kemiği ve anatomik yapısı

Femur insan vücudunun en uzun ve en kalın kemiği olup kişiye göre değişiklik göstermektedir. Görevi gövdeye hareket olanağı sağlamak ve vücut ağırlığını taşımaktır. Üç kısımdan oluşur (Şekil 2.2).

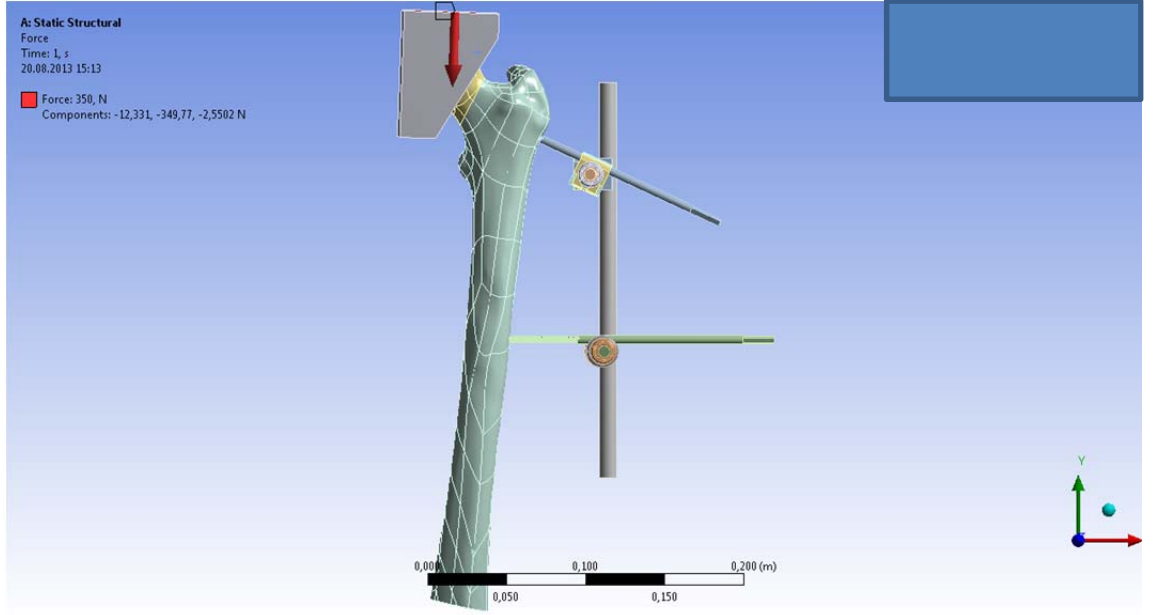
- 1) Femur üst ucu
- 2) Femur cismi
- 3) Femur alt ucu (Aksoy 1978).



Şekil 2.2. Femur kemiği kısımları

Ayakta durma esnasında gövdenin ağırlığı sağ ve sol femur kemiği olmak üzere her iki kemiğe de eşit büyüklükte tekabül eder. Her bir femura gelen statik kuvvet (Şekil 2.3), bu durumda gövdenin bütün ağırlığının yarısı ya da üçte birinden daha azdır. Yürüme esnasında sol ayak yerden kesildiğinde vücudun ağırlık merkezi sola kayar ve sol

bacaktaki kaslar femura yüklemenin tersi yönde kuvvet uygularlar. Bu şekilde iken dengeyi sağlayabilmek amacıyla kas gücünün vücut ağırlığına göre 3 kat daha fazla olması gerekmektedir (Saridoğan 2006).



Şekil 2.3. Tek bir femur kemiğine etkiyen kuvvet

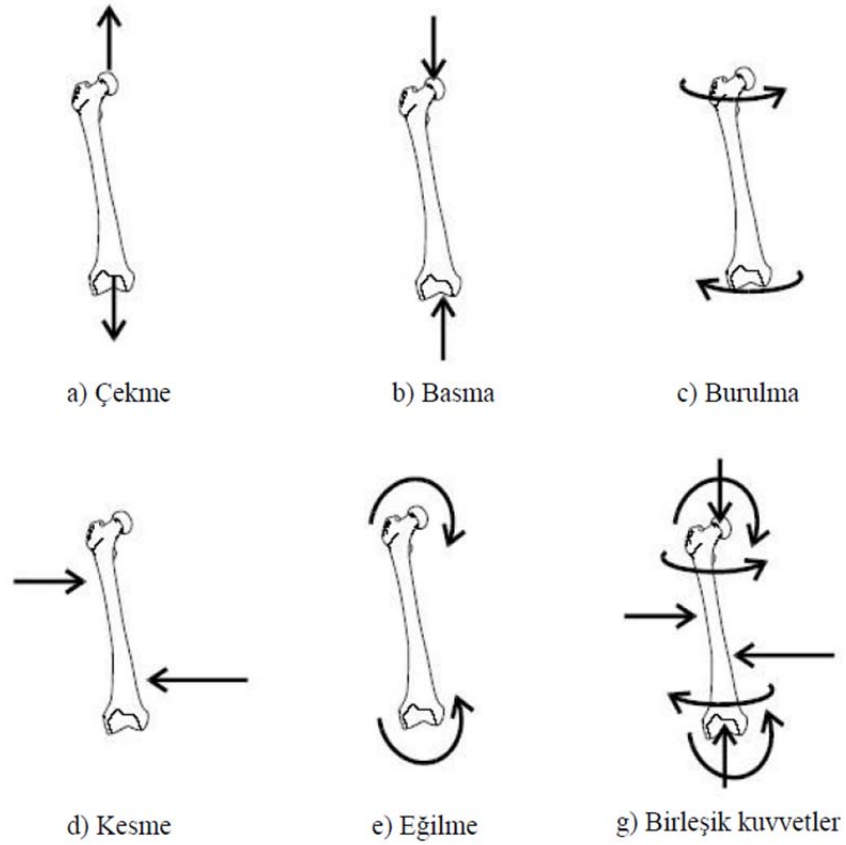
2.2. Kemik Kırığı Oluşumu ve Kırık Çeşitleri

Kemikler sertliklerinden dolayı kırılmaya meyilli yapılardır. İçten veya dıştan etki eden çeşitli zorlamalar sonucu kemik dokusunda oluşan ayrılmaya ve bu sebeple kemiği yapısal bütünlüğünün bozulmasına ‘‘Kırık’’ denir. Kemikteki kırılma türü etki eden kuvvetlerin büyüklüğüne ve kemiğin zorlamayı absorbe edebilme ve malzeme özelliklerine göre değişir. Kırığa sebep olan kuvvet sadece kemiğe hasar vermeyip etrafındaki organizmaya zarar verebilir.

Vücuttaki en uzun ve en fazla yüke maruz kalan, çevresinde en fazla kas bulunan ve direk darbe ve zorlanmalara maruz kalan diz ve kalça arasındaki kemik olan femur tek parçadan oluşur. Vücudun temel hareket fonksiyonlarını yerine getirmede rolü

büyüktür. Bu sebeple femur kırıklarında uzun süre hareketsiz kalınır. Görülen genel kırıkların %8 kadarı femur kırıklarından oluşmaktadır (Ünsalan 2006).

Sağlam durumdaki kemikte dışardan, kas gruplarından veya kendi içinden zorlamalarla, şiddet, yön, hız ve etki etme süresine göre değişen çeşitli kırıklar oluşur. Kemik; çekme, basma, burulma, kesme, eğilme ve tüm bu kuvvetlerin bileşik etkisi altında kırılabilmektedir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Kırığa sebep olan kuvvetler

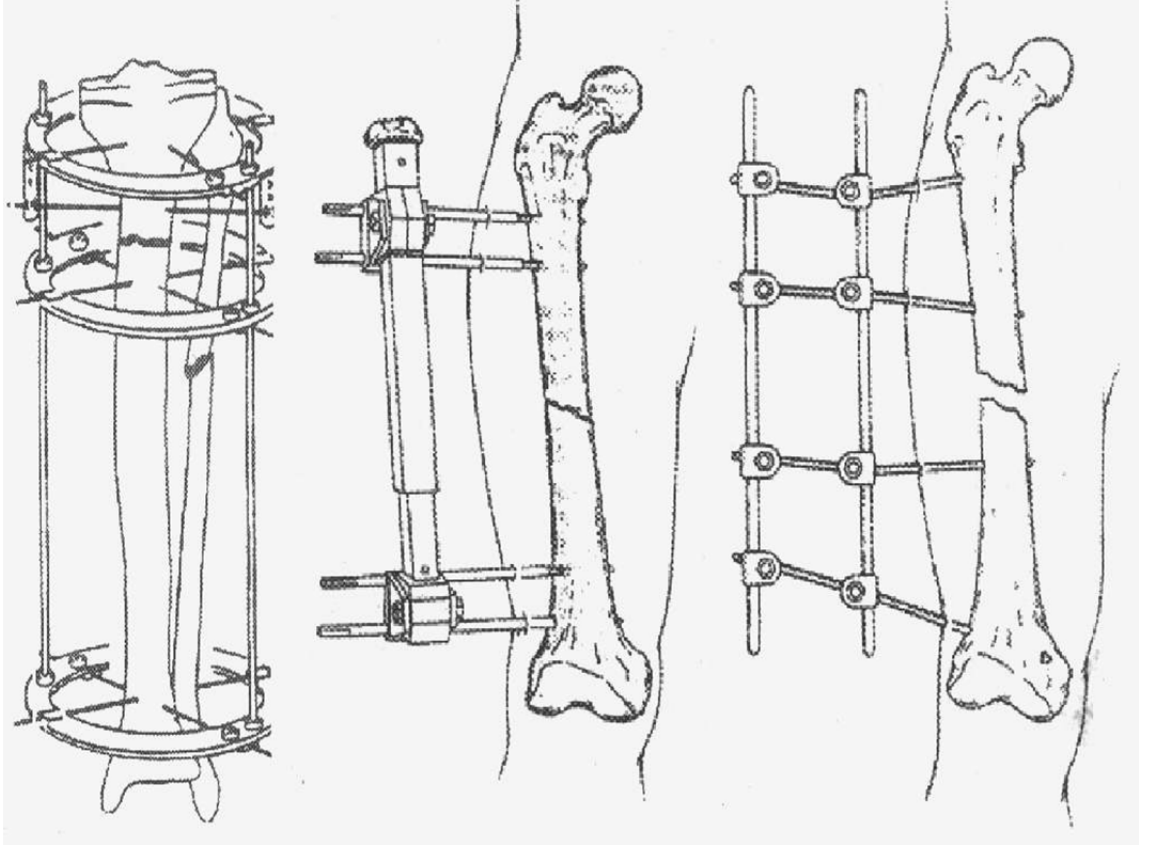
2.3. Eksternal Fiksatorler ve Özellikleri

Eksternal fiksator 1952 de Gavril İlizarov tarafından Sibiryada icat edilen dıştan sabitlenen bir cihazdır. 1981 yılına kadar eksternal fiksator batıda bilinmemekteydi. Çalışma ilkeleri içten sabitlenen fiksasyon yöntemlerinden çok farklıdır ve başarı oranı

çok daha yüksektir. Biyolojik çevrede eksternal fiksatorlerin mekanik özellikleri önemlidir. Kırık bölgesinde cerrahi işlem sonucu çeşitli rahatsızlıklara sebep olabilir. Bu sebeple eksternal fiksatorlerin malzeme özelliklerinin klinik uygulamalarda kullanmadan önce biyolojik olarak uyumlu olduğunun çeşitli testlere tabi tutularak bilinmesi gerekir.

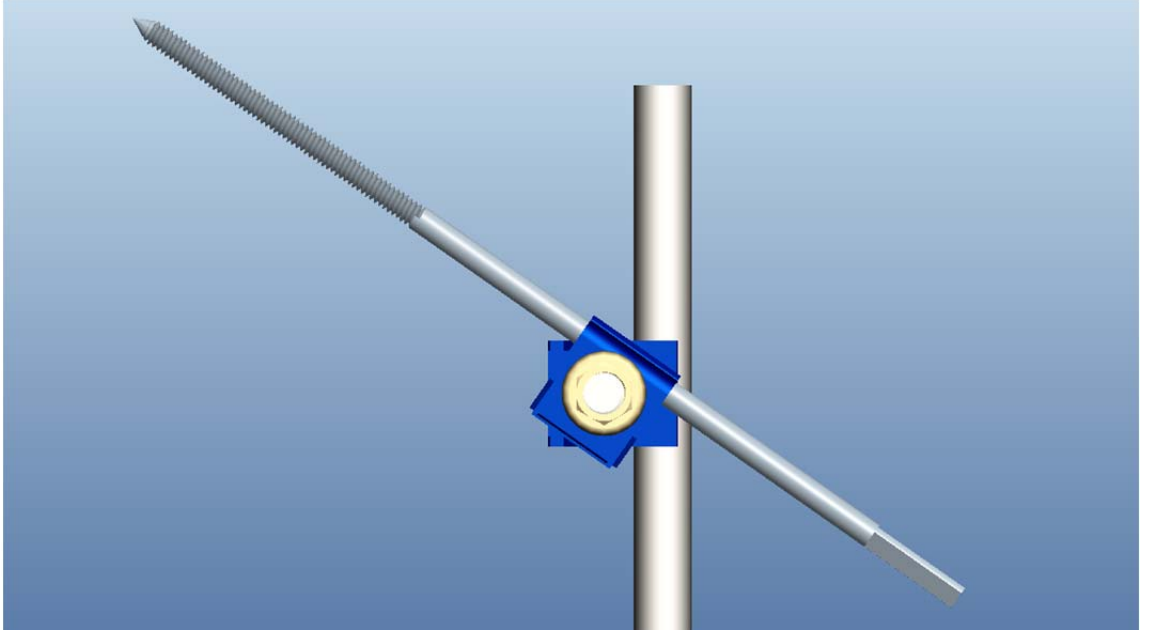
Eksternal fiksasyon yöntemi temelde uyarıcı yükler ve mikro hareket ilişkisi ilkesine dayanır ve kırık boşluğunda biyolojik bir köprü oluşturulur (Mitousoudis *et al.* 2010).

Eksternal fiksator, boyuna boru veya çubuklara bağlı teller veya çiviler aracılığı ile kemik parçalarını dengeleyen vücudun dış kısmından kemiklere sabitlenen bir cihazdır. Tellerin kullanıldığı fiksatorlerde, tellerin belirli bir gerilme altında olması gerekir bu da tam veya yarım halkalarla sağlanır (Şekil 2.5).

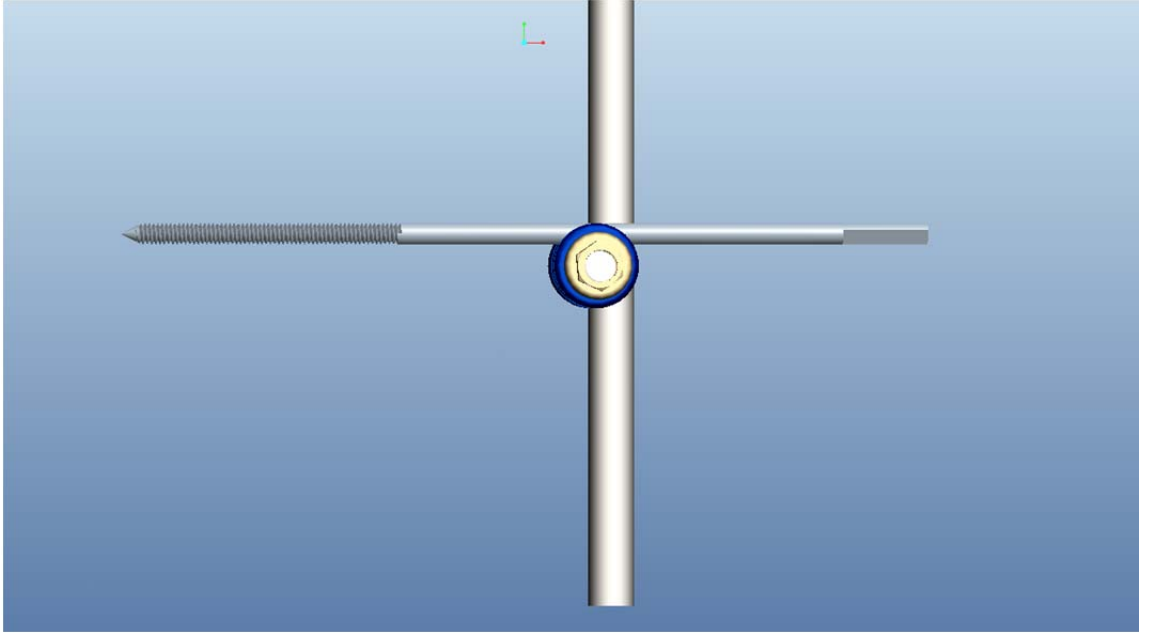


Şekil 2.5. Halka ve çivili eksternal fiksator örnekleri

Eksternal fiksatorler üst ve alt olmak üzere iki ana bölüm ve bağlantı elemanlarından oluşur (Şekil 2.6, 2.7). Fiksasyonun sağlıklı yapılabilmesi için çivi veya tellere bir ön gerilme verilmesi gerekir. Bu, kullanılan malzeme ve kemiğin sertliğine göre değişir.



Şekil 2.6. Eksternal fiksator üst kısmı



Şekil 2.7. Eksternal fiksator alt kısmı

Eksternal fiksator kullanilmasinin diger tedavi yontemlerine gore tercih edilmesini saglayan cesitli olumlu yonleri vardir.

Bunlar:

1. Kemiğin kan dolaşımına eksternal fiksatorün daha az zarar vermesi,
2. Yumuşak dokunun daha az hasar görmesi,
3. Tespitin sağlamlığının cerrahi işlem yapılmadan ayarlanabilmesi,
4. Enfeksiyon tehlikesinin olduğu durumlarda iyi bir seçenek olması,
5. Standart içten tespitten daha az cerrahi deneyim ve beceri gerektirmesi,
6. Kemik enfeksiyonu bulunan durumlarda kullanımının yeterince güvenli olmasıdır.

Öte yandan eksternal fiksator kullanımının cesitli olumsuz yanlari da vardir bunlar:

1. Çivi ve tellerin yumuşak dokudan geçecek olması,
2. Eklem hareketlerinin sınırlanması,
3. Uzun süreli dıştan tespitte çivi yolu sorunlarının görülmesi, taşınmasının güç olması ve hastalar tarafından iyi karşılanmaması,
4. Bazı bölgelerde sağlamlığının sınırlı olması (örneğin erişkin femur kırıkları).

Biyomekanik Özellikler

Eksternal fiksator sistemlerini oluşturan ana parçalar şöyledir:

1. Çiviler (Schanz vidaları) (Şekil 2.8).
2. Paslanmaz çelik borular veya karbon lifli çubuklar. Çivileri veya telleri borulara veya çubuklara tutturun cesitli kelepçeler.

Çesitli çiviler veya teller mevcuttur bunlar;

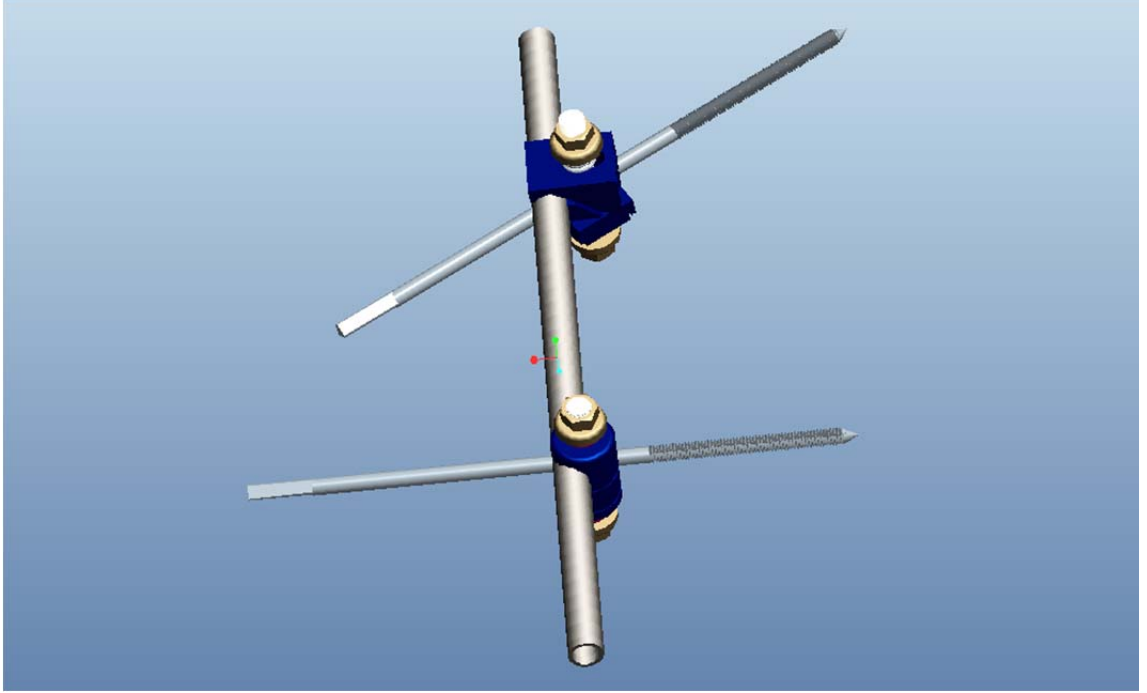
- İki tarafı çerçevesel fiksatorler için Steinmann çivileri,
- Kendisi kemiği delen veya matkap ucu ile delmeyi gerektiren Schanz vidaları,
- Halkalı fiksatorler için 2.0 veya 1.8 mm K- telleri
- Küçük eksternal fiksatorler için ucu yivli K- telleri' dir.



Şekil 2.8. Schanz vidası

Schanz vidalı eksternal fiksator (Şekil 2.9.) çerçevesinin sağlamlığı şu şartlara bağlıdır;

- Çivilerin veya Schanz vidalarının kırık hattına uzaklığı (yakın olması daha iyidir),
- Çivilerin veya Schanz vidalarının aynı kemik parçada birbirlerine uzaklığı (uzak olması daha iyidir),
- Uzunlamasına konulan çubuk veya boruların kemiğe olan uzaklığı (yakın olması daha iyidir),
- Çubuk veya boruların sayısı (iki adet olması bir adetten daha iyidir),
- Dıştan tespite ek olarak bir içten tespit yapılmış olması (parçalar arası sıkıştırma vidası)



Şekil 2.9. Schanz vidalı eksternal fiksator

Dıştan tespitin gerektiği kadar dengeli olmaması kırık iyileşmesini geciktirebilir ve çivi gevşemesine sebep olur. Ancak eksternal fiksator sistemlerinin aşırı sağlam ve sert olması özellikle açık kırıklarda kırık iyileşmesini geciktirebilir.

Kırıklarda başlangıçta dengeli olan fiksatorü dinamize etmek veya çivi gevşemesi olmuşsa dengeyi arttırıcı ek çiviler geçirmek gerekebilir (Rüedi and Murphy 2006).

Kırık kemiğe yerleştirilen vidaların sayısı kemiğin çeşidine ve kullanılan yere göre değişir. Femur kemiği de insan bedeninde kalça ve diz arasındaki tek kemiktir dolayısıyla insan vücudunun ağırlığını taşıyan en önemli kemiktir. Yetişkin bir insan ağırlığı 70-100 kg arasındadır (Ünsalan 2006).

Eksternal fiksasyon kemik kırıklarında çok yaygın olarak kullanılan bir tedavi yöntemi olduğu için eksternal fiksasyon ile ilgili dünya üzerinde çeşitli çalışmalar yapılmıştır.

Filho *et al.* (2005) eksternal fiksasyonun etkilerinin yaşa göre değişiklik gösterdiğini söylemişlerdir ve çocuklarda femur kırıklarında eksternal fiksasyonun etkilerini yirmi altı çocuk üzerinde araştırmışlardır.

Saleh *et al.* (2006) sabitlemede kemik kalitesinin etkisini araştırmışlardır (11)

Karunratanakul *et al.* (2010) eksternal fiksatörler üzerinde sonlu elemanlar yöntemini kullanarak gerilme analizi yapmışlardır.

Citak *et al.* (2011) telli eksternal fiksatör halka ve pin mekanik davranışı üzerinde durmuşlardır.

Uthoff (1973) eksternal fiksatör yerleştirme tekniği üzerinde durmuş ve kemik vida arasında termal hasar ve vida gevşemeleri sonucu iltihap meydana geldiğini belirtmiştir.

Harbacheuski *et al.* (2012) eksternal fiksasyon yönteminde daha kısa sürede iyileşmeyi sağlamak amacıyla kaplama ve uzatma tekniği üzerinde durmuşlardır.

Kaspar *et al.* (2008) hayvanlar üzerinde eksternal fiksasyonu incelemiş ve fare femurlarındaki etkilerini gözlemlemişlerdir.

Goffin *et al.* (2013) stabilizasyonda vida konumunun önemini sonlu elemanlar yöntemini kullanarak dokuz kemik üzerinde araştırmışlardır.

Steck *et al.* (2010) kırık bölgesinin iyileşmesi üzerine fiksatörün esneklik olarak etkisini mikroBT analiz yöntemini kullanarak incelemişlerdir. Satandart koşullar altında düşük esneklik ile kullanımın daha stabil olduğunu vurgulamışlardır.

Röntgen *et al.* (2010) fareler üzerinde sertliği ayarlanabilir fiksatör üzerinde çalışmışlar ve fiksatördeki genel eksternal sertliği 18 N/mm olarak ölçmüştür 25 g lık bir fareyi

örnek olarak esnek ve sert fiksatorler için burulma momentlerini esnek fiksator için 1.2 N/mm² sert fiksator için ise 1.5 mm² olarak ölçmüşlerdir.

Stern *et al.* (2010) kalça kırıklarında iç ve dış fiksasyon yöntemlerini karşılaştırmıştır.

Isaac *et al.* (2007) femural uzatma için eksternal fiksator kullanımını araştırmışlardır.

Jiang (2007) yapay kalça eklemleri ve kalça kemiği geliştirmiş, sonlu elemanlar yöntemini kullanarak statik ve dinamik koşullarda mekanik davranışlarına bakarak farklı arayüz tasarımları üzerinde durmuştur. Hesaplama; ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE), paslanmaz çelik, CoCrMo alaşımli Ti6A14V kullanılan yapay kalça eklemi ve kalça kemiği malzemeleri olarak kullanılmıştır. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar kıyaslanarak metal femur modelinin insan bedenine daha yakın olduğu ve daha çok uyum sağladığı gözlenmiştir.

Hsu *et al.* (2007) vida sayısı ve sürtünme katsayısının dengeyi olumsuz etkilediği üzerinde durmuştur.

Ramos and Simoes (2005) sonlu elemanlar yöntemi ile femur kemiğini nümerik olarak analiz etmiştir.

El'Sheikh *et al.* (2003) kalça eklemimin statik ve dinamik durumdaki davranışlarını sonlu elemanlar yöntemini kullanarak karşılaştırmışlardır.

Bergmann *et al.* (2001) yürüme ve rutin hareketler esnasında kalça temas kuvvetlerini incelemişlerdir.

Heller *et al.* (2001) merdivene tırmanma esnasında kas ve iskelet sisteminde kalçaya gelen yüklenme koşulları üzerinde araştırma yapmışlardır. Kalça protezi uygulanan dört hastada yürüme ve merdiven çıkma koşulları araştırılmış ve karşılaştırılmıştır.

Helwig *et al.* (2008) Kırık femur kemiğini sabitlemek için dört farklı şekilde takılı implantın sonlu elemanlar yöntemi ile analizini ele almışlardır.

2.4. Malzeme Özellikleri

Fiksatorler vücuda direk temas halinde olduklarından biyomalzemelerden seçilirler. Biyomalzemeler vücudun canlı dokularının işlevlerini yerine getirmek amacıyla faydalanılan doğal ya da sentetik malzemeler olup sürekli ya da belirli aralıklarla vücut akışkanlarıyla temas halindedirler. Biyomalzemeler vücudun koşullarının değişken olduğu durumlarda kullanılırlar ve kullanılan malzemenin bu zor şartlara dayanıklı olması gerekmektedir.

Biyouyumluluğu olan malzemeler biyomalzeme olarak adlandırılmıştır (Çizelge 2.1). Biyouyumluluk sistemin vücuda işlem sırasında uygun cevap verebilme yeteneğidir. Biyomalzemeler dokuda istenmeyen tepkimeler meydana getirmeyen yapısal olarak da vücuda uyumlu olan yani vücut dokularının mekanik davranışına optimum uyum sağlayan malzemelerdir.

Biyouyumluluğu yüksek olan malzemeler seramikler, polimerler ve kompozit malzemeler olarak gruplandırılır.

Çizelge 2.1. Biyomalzeme çeşitleri ve kullanım alanları

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
İskelet Sistemi Eklemler Kırık kemik uçlarını tespitite kullanılan ince metal levhalar Kemik dolgu maddesi Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde Yapay tendon ve bağlar Diş implantları	Titanyum, Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımları Paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları Poli (metil metakrilat) (PMMA) Hidroksiapatit Teşon, poli (etilen teraftalat) Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Kalp-damar Sistemi Kan damarı protezleri Kalp kapakçıkları Kataterler	Poli (etilen teraftalat), teşon, poliüretan Paslanmaz çelik, karbon Silikon kauçuk, teşon, poliüretan
Organlar Yapay kalp	Poliüretan
Duyu Organları İç kulak kanalında Göz içi lensler Kontakt lensler Kornea bandajı	Platin elektrotlar PMMA, silikon kauçuk, hidrojeller Silikon-akrilat, hidrojeller Kolajen, hidrojeller

Polimerler kolay şekil değiştirebilme özelliğinden dolayı biyomalzeme olarak geniş kullanım alanına sahiptirler. Metaller dayanıklılıkları, şekillendirilebilir olmaları ve yıpranmaya karşı dirençli olmaları sebebiyle tercih edilirler. Seramikler de yine biyoyumlulukları oldukça yüksek malzemelerdir. Fakat bunun yanı sıra kırılğan, zor işlenebilen düşük mukavemete sahip, gevrek ve yüksek yoğunluğa sahip malzeme olmaları açısından dezavantajları vardır.

Bir fiksator sisteminde rijitlik, stabilite ve fiksatorün mekanik yanıtı açısından çok önemli bir faktördür ve bu faktörü seçilen malzeme belirler (Mutlu 2004).

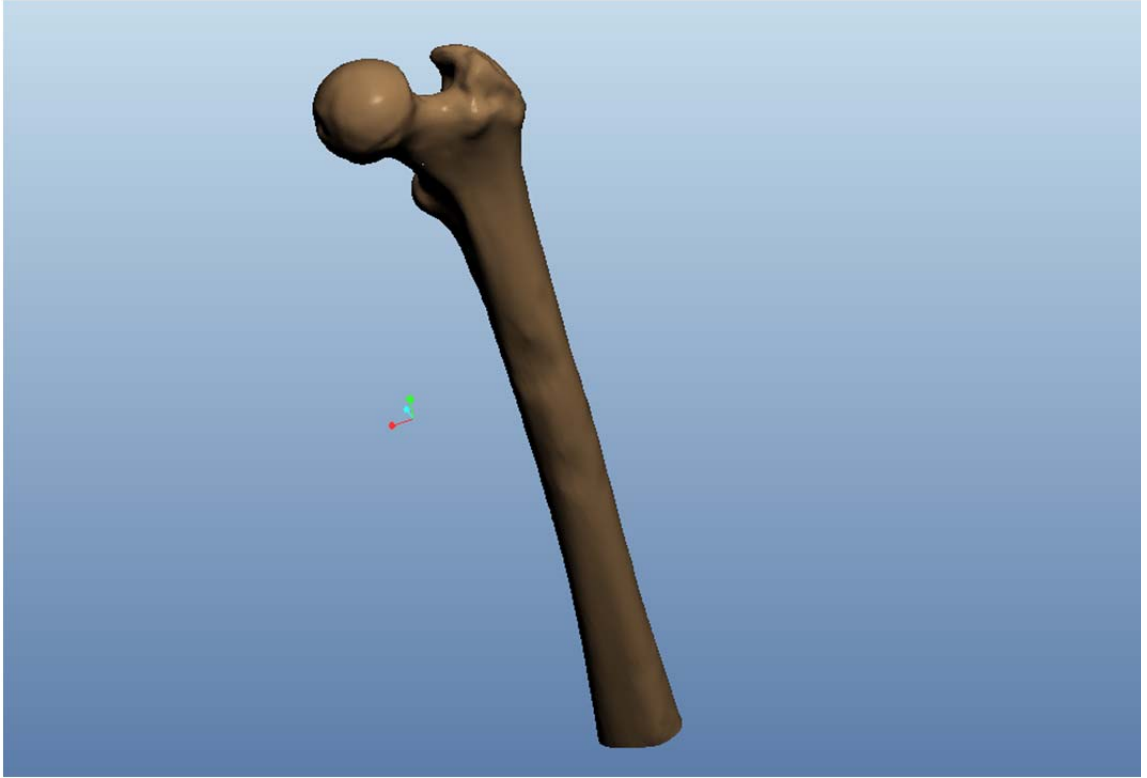
3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1. Materyal

Bu çalışmada kalça kemiği femur boyun kırığı ve iki adet schanz vidası bulunduran bir borulu eksternal fiksator örnek alınmış ve PRO ENGINEER paket programı yardımıyla birebir modellenmiştir. Daha sonra ANSYS WORKBENCH paket programına aktarılarak sonlu elemanlar yöntemi ile femur kemiğinin (Şekil 3.1) insan ağırlığına karşı gösterilen davranışı incelenmiştir.

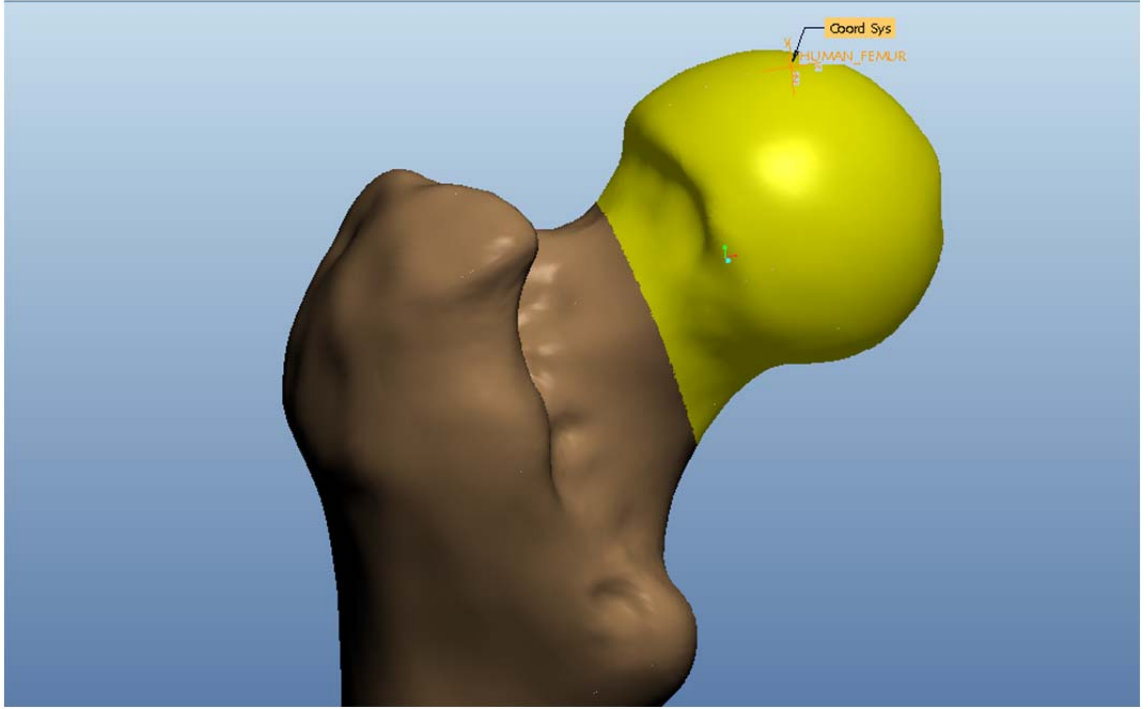
Femur kemiği ortalama bir insan ayakta dururken kadınlarda 16 erkeklerde 12 derece eğik konumda pozisyonlanmıştır.

Ayakta dururken insan bedeninin ağırlığından dolayı uygulanan yük, direk femura değil de Pelvis kemiği ve eklemler vasıtasıyla femur baş kısmına iletilir. Bu bölge insan bedeninin en fazla yük taşıyan bölgesidir. Ortalama bir insan bedeninin ağırlığı 60-70 kg farz edilirse iki adet femur kemiği bulunduğundan bu kuvvet bölüşülecektir. Dinamik durumda ise sağ ayak yerden kalktığında tüm kuvvet sol femur kemiğine sol ayak yerden kalktığında da sağ kemiğe 3 kata kadar etkiyecektir. Bu durumda doğru konumda fiksasyon sağlayabilmek ve konumlama sonucu femur üzerindeki maksimum minimum ve normal gerilmeleri hesap edebilmek ve en doğru konumlamayı saptayabilmek için bu çalışma yapılmıştır.



Şekil 3.1. Femur kemiği modeli

Kemik model, kullanılan paket programda boyun kısmından x eksenine göre 45° ile kırıldı ve hastaya matkap ucu yardımı ile açılan vida delikleri femur modeline uygun pozisyonda ayarlandı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Boyun kısmından 45° kırılmış femur kemiği

Schanz çivileri kırığı sabit tutacak konumda geçirilerek fiksasyon işlemi sağlandı. Kullanılan eksternal fiksator çeşitli bağlantı elemanları, çubuk ve iki adet Schanz vidasından oluşmaktadır (Şekil 3.3). Vida çapı 5 mm olup uzunluğu 17 cm dir. Malzeme olarak Schanz vidalarında genelde titanyum ya da paslanmaz çelik kullanılmaktadır. Örnek alınan fiksatorde ise Schanz vidası malzemesi olarak titanyum seçildi bununla birlikte gövde ve ara eleman malzemesi olarak paslanmaz çelik olarak belirlendi.

Eksternal fiksator malzeme özelliklerinde özellikle seçilen malzemenin biyomekanik özelliklerinin vücut ile uyumlu olması gerekir. Malzeme herhangi bir allerji ya da enfeksiyona sebep olamamalıdır. Vücut ısısında kan sıvısıyla herhangi bir kimyasal tepkime göstermemeli ve korozyona karşı yüksek dirençli olmalıdır. Aynı zamanda vücutta taşınabilirlik açısından mümkün olduğunca hafif ve ekonomik açıdan da hastaların kolay tercih edebileceği özelliklere sahip olmalıdır.

Tüm bu kriterleri göz önüne alınarak fiksator gövde malzemesi ve bağlantı elemanları malzemesi yüksek mukavemet, ekonomiklik ve korozyon direnci açısından uzun süre kullanabilen malzeme olan paslanmaz çelikten seçildi. Schanz vidası malzemesi olarak ise vücuda uyumluluk ve hafiflik açısından titanyum seçildi.



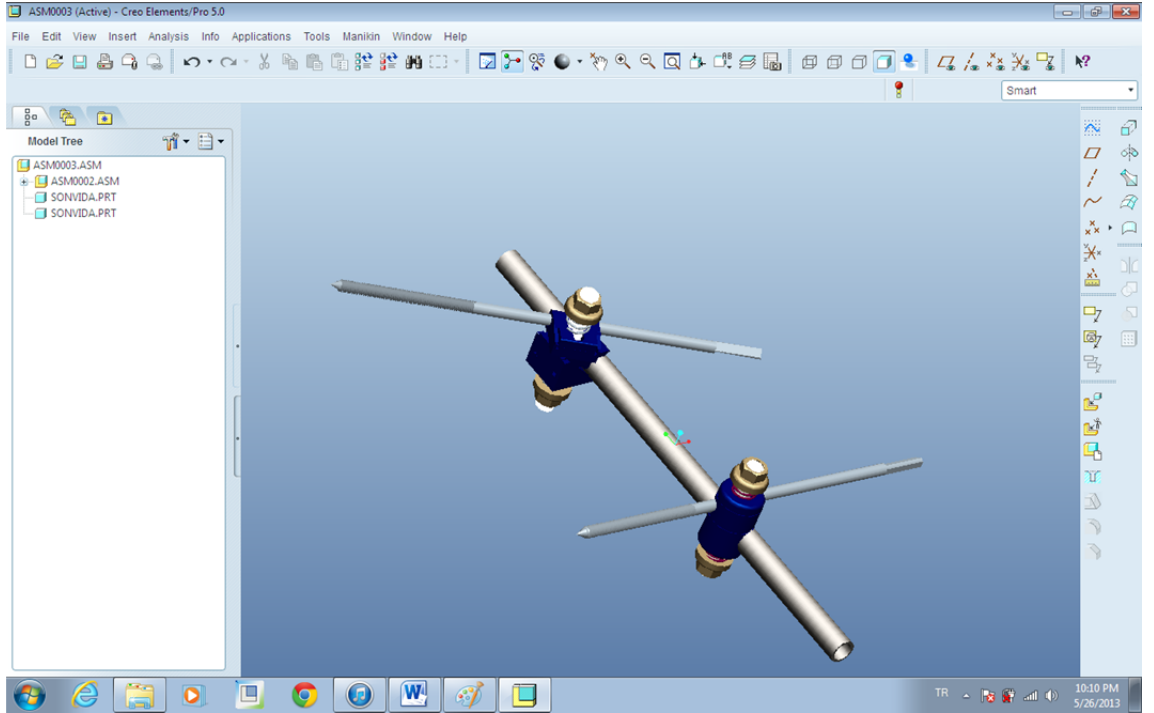
Şekil 3.3. Modellemede kullanılan borulu ve Schanz vidalı eksternal fiksator

Modellemede kullanılan eksternal fiksator, sayılan malzeme özelliklerini ve fiziksel özellikleri taşıyan Şekil 3.4'te ki fiksatördür. Fiksator iki adet Schanz vidası ve bağlantı elemanları olan borulu bir eksternal fiksatördür ve genelde femur kırıklarında bu tür fiksatorler uygun bulunmaktadır. Çünkü kalça bölgesi çevrelenebilirlik açısından tek taraflı bir bölgedir. Yani kırık kemik etrafında başka kemikler olduğundan kırık bölgesinin çevrelenerek stabil edilmesi mümkün değildir. Çivi ya da telin kırık bölgesine dik ya da dike yakın bir konumda geçmesi gerekir. Oysa bacak kırıklarında fiksator her açıdan bacağı çevreleyebilir. Bu da daha iyi sabitleme imkânı sağlar. Bunun

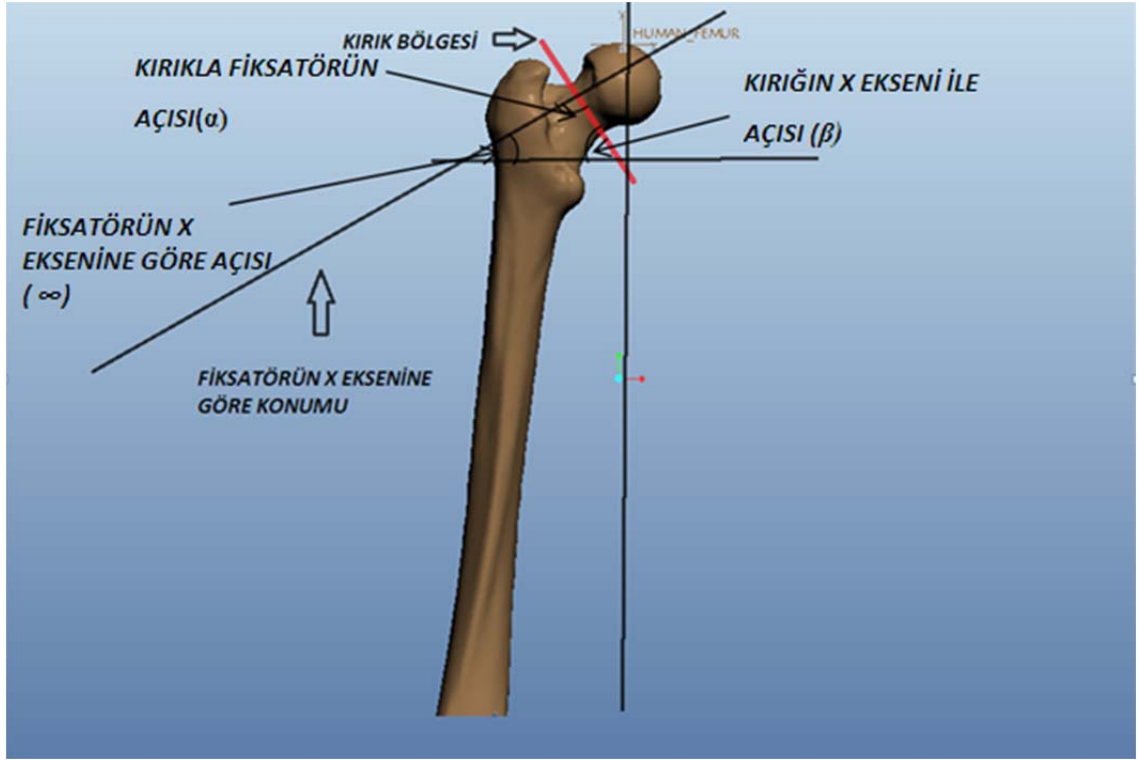
için bacak kırıklarına genelde 360 derece bacağı saran telli eksternal fiksatorler daha uygundur (Şekil 2.5).

3.2. Yöntem

Modellenen fiksator kemiklere kırık bölge birbiriyle örtüşecek şekilde vida deliklerinden monte edildi. Bu işlem kırıkla fiksatorün birbiriyle yaptığı açı (α) 100° , 105° , 110° , olacak şekilde üç ayrı şekilde tekrarlandı (Şekil 3.4, 3.5).

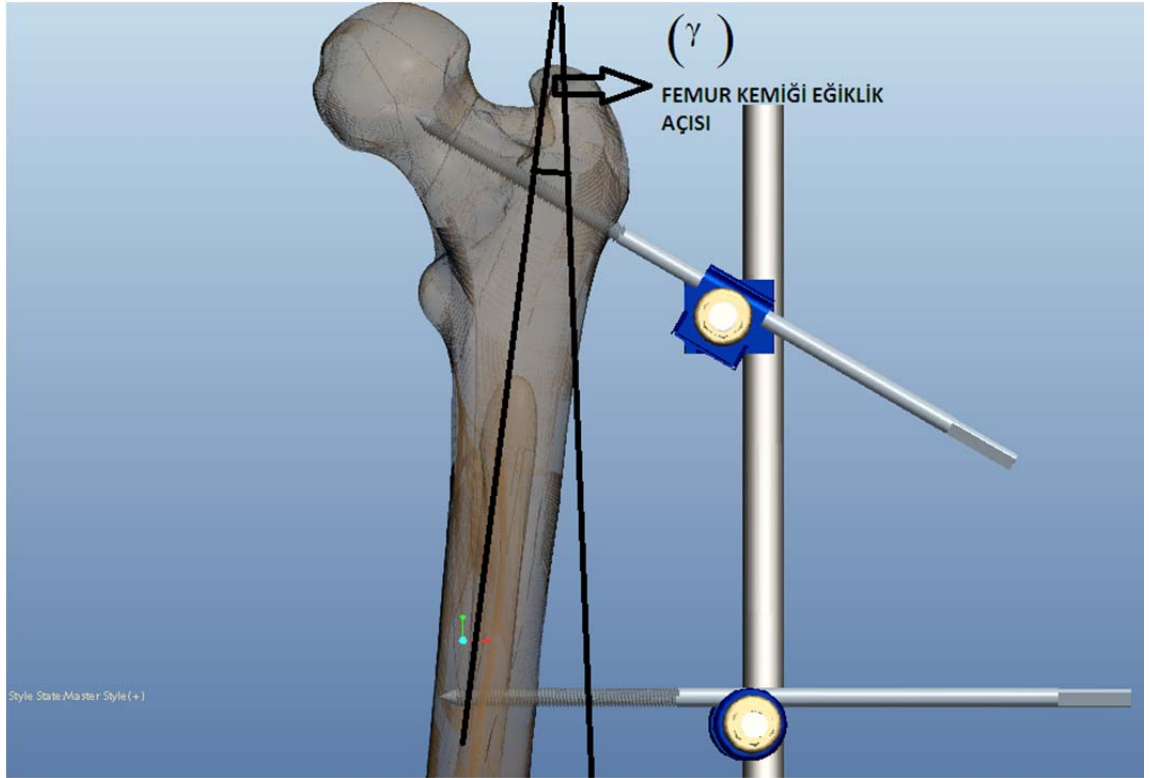


Şekil 3.4. Modellenen fiksator görüntüsü



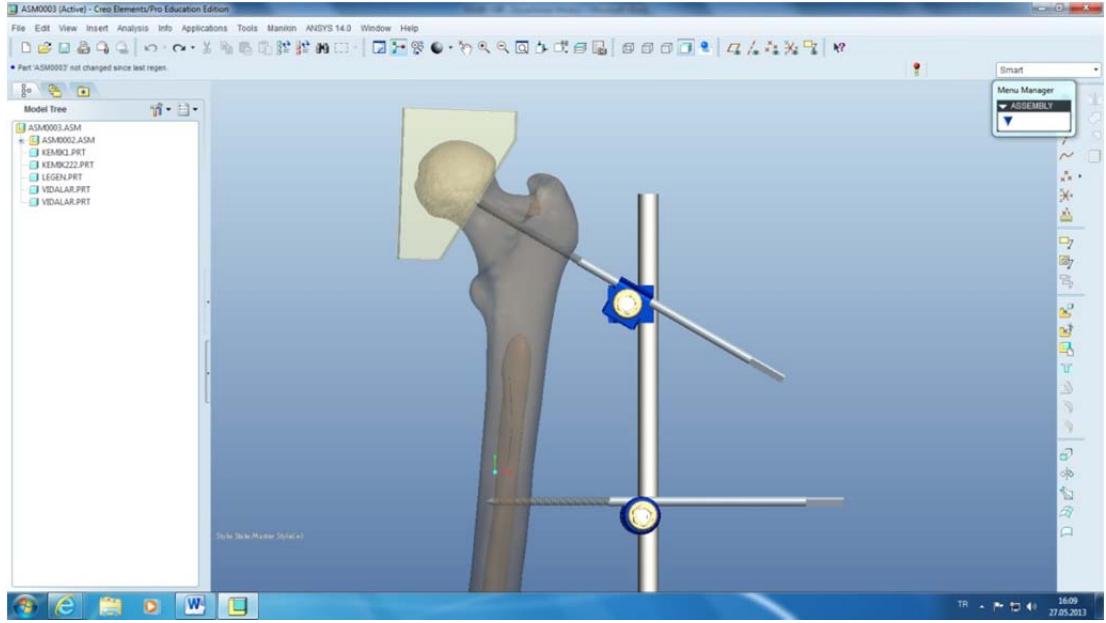
Şekil 3.5. Kırıkla fiksatorün birbirine göre konumlandırılması

Fiksasyon işlemi ayakta dururken yetişkin bir erkeğin femur kemiğinin yer düzlemiyle dik olarak 12 derece açı (γ) yapması sebebiyle düşey eksenle 12 derece açı yapacak şekilde sağlandı (Şekil 3.6).



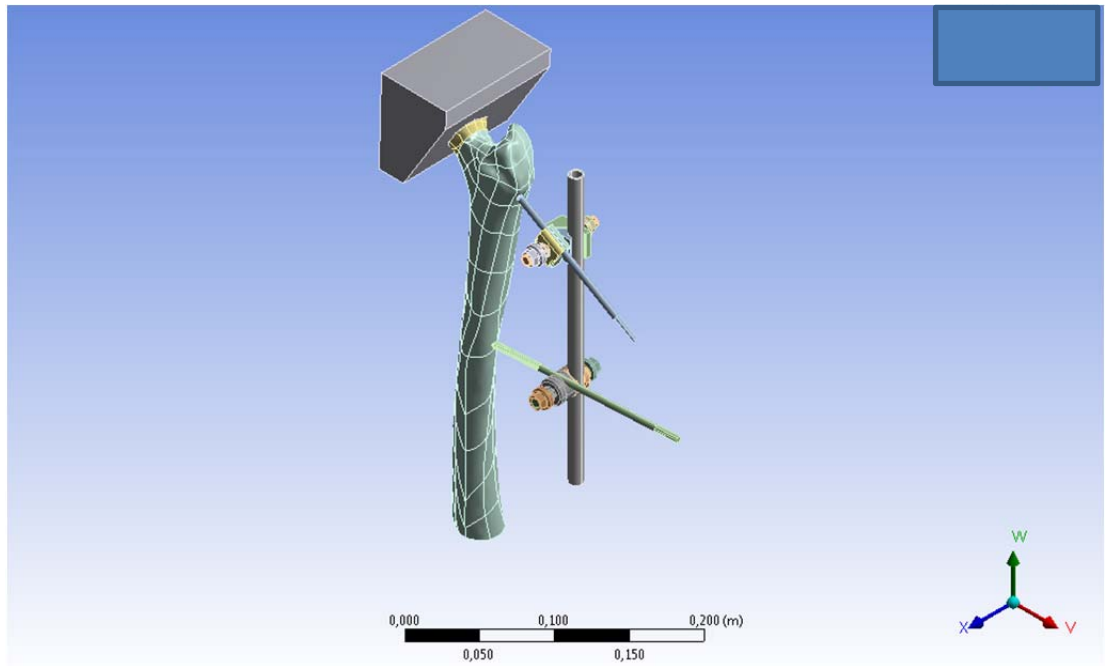
Şekil 3.6. Düşey düzleme göre belirli eğiklik açısıyla eğilen kemiğe monte edilmiş ve eksternal fiksator

Vücutta yük femura kalça/leğen kemiği(Pelvis kemiği) vasıtası ile etki etmektedir. Femur baş kısmının etrafı dinamik eklem sıvısı ve üst tarafı pelvis(leğen kemiği) ile çevrilidir. Yapılan çalışmada daha doğru sonuçlar elde etmek amacıyla temsili pelvis kemiği modellenmiştir (Şekil 3.7). Kuvveti direk bu bölgeye etki ettirerek femur başındaki kuvvet etkileri dolaylı olarak gözlemlenmiştir.



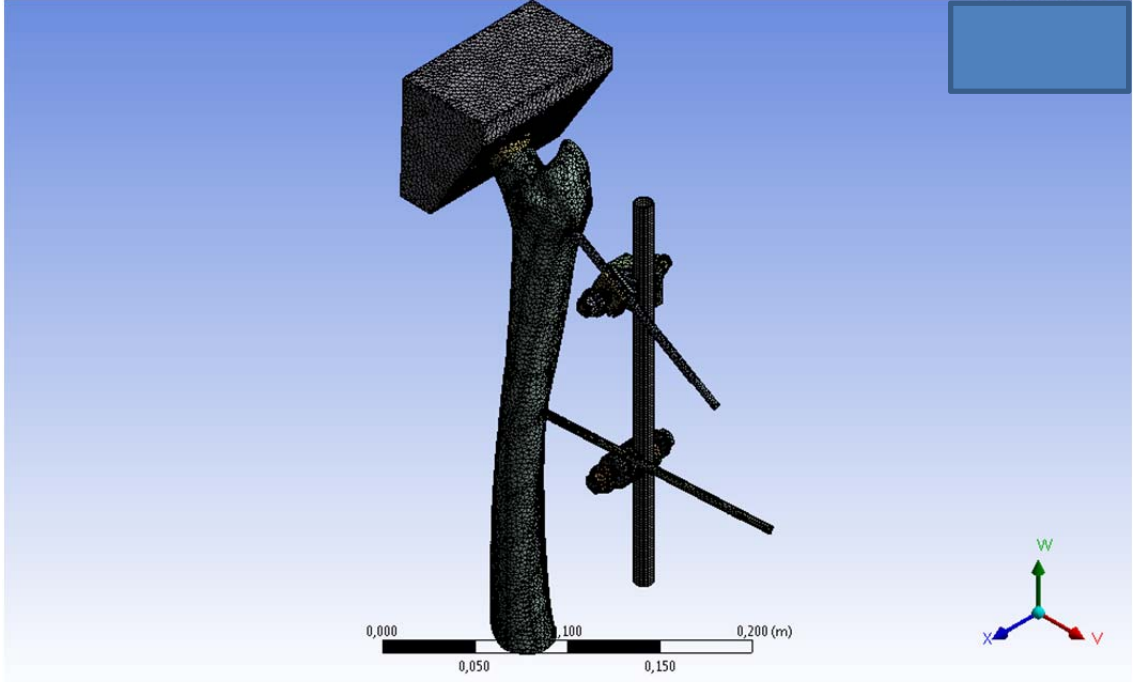
Şekil 3.7. Temsili pelvis kemiği modellenmiş femur kemiği ve eksternal fiksator

Temsili pelvis kemiği, femur ve fiksatorün montajlı modeli gerilme analizi yapılacak olan ANSYS WORKBENCH programına aktarılmıştır (Şekil 3.8).



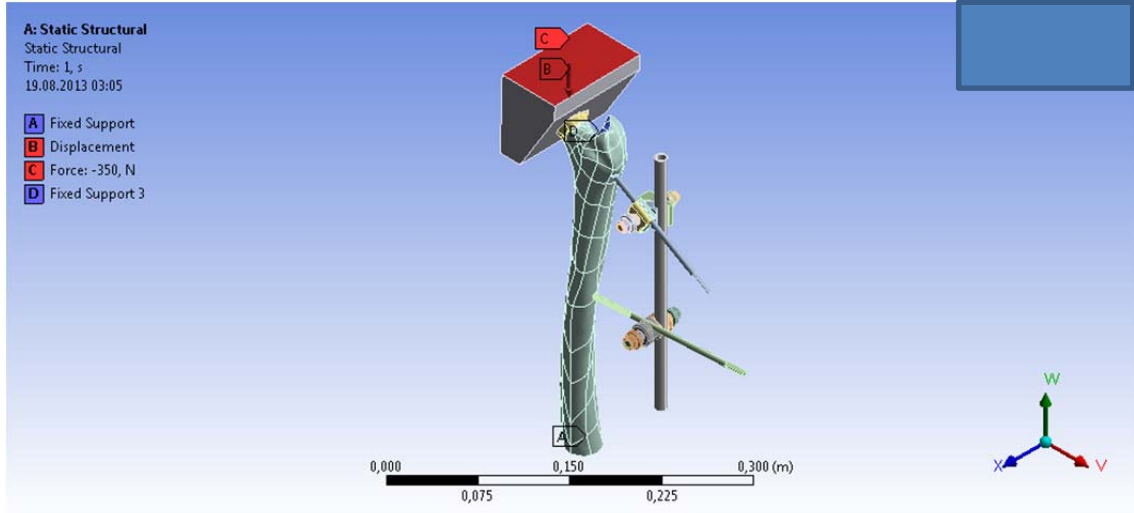
Şekil 3.8. Analiz edilecek model

Daha sonra, ANSYS WORKBENCH programına aktarılan modelde sonlu elemanlar ağ yapısı oluşturulmuştur (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Sonlu elemanlar ağ yapısı oluşturulmuş model

Temsili pelvis kemiğinin fiksatöre bakmayan wx düzlemindeki yüzeyinin x ve v doğrultularındaki hareketi, ve femurun da diz tarafındaki alt yüzeyinin üç doğrultudaki hareketi engellenecek şekilde sınır şartı tanımlanmıştır. Temsili pelvis kemiğinin üst yüzeyine yüzeye dik olarak düşey yönde 350 N'luk bir kuvvet etki ettirilmiştir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Sabitlenmiş ve kuvvet uygulanmış model

Kemik ve her bir malzeme için Poisson Oranları ve Young Modülleri ANSYS WORKBENCH programı engineering data kısmında kayıt altına alınarak gerekli işlemler sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılmıştır (Çizelge 4.1).

3.3. Sonlu Elemanlar Yöntemi

Karmaşık mühendislik problemlerinin çözümünde kullanılan bir sayısal yöntem olup özellikle katı cisimlerin mekaniği, akışkanlar mekaniği, ısı transferi ve mekanik titreşimler gibi problemlerin çözümüne ulaşabilmek için bilgisayar yardımıyla uygulanır. Bu yöntem birçok sektörde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Gerilme-şekil değiştirme analizi, ısı transferi, hidrolik, mekanik akı gibi alan problemlerine kadar çok çeşitli kullanım alanlarına sahiptir.

Herhangi bir modelin CAD sistemi yardımıyla bir prototipinin elde edilmesi üzerine bilgisayar ortamında kolayca bu yöntem sayesinde incelenebilir ve deneysel veriler elde edilebilir.

Bu sayede malzeme ve zaman kaybı olmaksızın en uygun model daha kolay ve kısa sürede elde edilir (Özbek 2007).

Bu yöntem matematikçilerden ziyade mühendisler tarafından tercih edilmektedir. Gerilme analizi, akışkanlar mekaniği, ısı transferi ve hız problemleri gibi çeşitli problemlerin çözümünde bu yöntemden faydalanılmaktadır. Alan hesaplanmasına dayanan bu metot ilk defa gerilme analizi problemlerine uygulanmıştır. Gerilme analizinde yer değiştirme veya deplasman alanı; ısı transferinde ısı akış alanı, akışkanlar mekaniği problemlerinde ise bu değer akışkan fonksiyonu veya hız potansiyel fonksiyonudur. Hesaplanan değerlerden alanın almış olduğu en büyük değer özel bir önem arz eder.

3.3.1. Sonlu elemanlar yöntemi aşamaları

Bu yöntem genelde sürekli olan ortamlara şöyle uygulanmaktadır:

- Sürekli ortam, eğri ve yüzeyler halinde belirli şekil ve sayıda olmak üzere sonlu elemanlara bölünür.
- Bu sonlu elemanlar bölünen sürekli ortama ve birbirlerine “düğüm noktaları” ile bağlanırlar. Problemin bilinmeyenleri bu düğüm noktalarının dönmeleri veya yer değiştirmeleridir (Şekil 3.11).
- Sonlu elemanlardaki serbest değişkenlerin değişimleri “değişken fonksiyonları” veya “değişken modelleri” dir.
- Oluşan şekil değiştirme, şekil değiştirme-yer değiştirme bağıntıları yardımıyla, gerilme ise, gerilme-şekil değiştirme bağıntıları yardımı ile düğümlerde yer değişimi cinsinden ifade edilir.
- Elemana etkileyen bütün iç ve dış kuvvetler dengede olmalıdır. Bu yüzden minimum enerji prensibinden faydalanılarak denge bağıntıları kurulur.
- Kurulan bu denge bağıntıları, her bir sonlu eleman için ayrı ayrı hesaplanarak, aynı düğüm noktasına komşu elemanlardan gelen etkilerin toplamı hesap edilir.

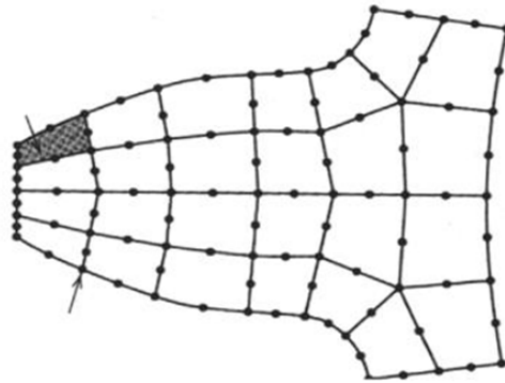
- Sürekli ortam sınır şartları kullanılır ve denklemler çözümlenerek düğüm yer değiştirmeleri hesap edilir.
- Hesaplanan bu yer değiştirmeler yardımıyla elemanlardaki gerilme-şekil değiştirme bileşenleri istenirse de asal gerilmeler bulunabilir.

Bir elemanda hesaplanması istenen büyüklüğün değeri o elemandaki düğümlerin değerleri kullanılarak interpolasyon yardımı ile hesaplanır. Bundan dolayı sonlu elemanlar yönteminde hesaplanması istenen değerler düğümlerdeki değerlerdir. Büyüklük alanının düğümlerdeki değerleri için bir varyasyonel prensip kullanılarak denklem takımı oluşturulur. Bu denklem takımının matris formundaki gösterimi:

$$[K] \cdot [D] = [F]$$

şeklindedir.

- [D]: Büyüklük alanının düğümlerdeki bilinmeyen değerini temsil eden vektör.
- [F]: Bilinen yük vektörü.
- [K]: Direngenlik matrisidir.



Şekil 3.11. Örnek bir sonlu eleman modelinin düğüm noktaları ve elemanları

Sonlu eleman çözüm aşamasına gelmeden önce eleman tipi belirlenir. Bunun için cismin geometrisi, sınır şartları ve yapılması istenen analizin tipi önemlidir. Paket programın kütüphanesinden ya da kullanılacak malzeme türüne göre uygun literatürlerden malzeme özellikleri çözümlemenin yapılacağı paket programa aktarılabilir. Model birebir farklı paket programlarında oluşturulabilir. Bunun için bilinen AUTOCAD, SOLIDWORKS, PRO ENGINEER gibi paket programlar mevcuttur. Malzeme istenen özelliklerde istenen ölçüde hayata geçirilir. Elastiklik modülü, Poisson Oranı, ısı transfer katsayısı, sürtünme katsayısı, sıcaklık, ortam şartları ağırlık gibi birimler problemin gereğine göre kullanıcı tarafından belirlenir. Model üzerine gelen yükler, gerekirse basınçlar ve bağlantı noktaları ve şekilleri belirlendikten sonra sonlu eleman modelinin denklemleri seçilen bir matris çözüm yöntemi vasıtası ile çözümlenir ve elde edilen sonuçlar grafiksel olarak, liste halinde ya da eğrilerle görüntülenir (Ali 2012).

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Ortalama bir insan bedeninin ağırlığı 70 kg kabul edilirse bunun N olarak karşılığı 700 N dur. Pelvis kemiğinin üst kısmına bu kuvvet uygulanarak kemik, eksternal fiksator ve kırık çevresinin mekanik davranışları birebir gözlemlenebilmektedir.

İnsanda iki adet femur bulunduğundan bir adet kalça bir femura düşen yük miktarı 350 N olarak belirlendi ve tek ayak üzerinde durulduğunda dinamik yükleme olduğundan bu yük üç kata kadar artacak ve 2100 N a kadar çıkacaktır.

Çizelge 4.1. Malzeme özellikleri

Malzeme	Young Modülü	Poisson Oranı
Femur Kemiği	17,6 GPa	0,31
Titanyum	112 Gpa	0,33
Çelik	200 Gpa	0,30

Femur kırık bölgesi ilk başta çivisiz ve fiksatorsüz incelenmiş, daha sonra sadece çivi ile ve external fiksator beş farklı açı ile monte edilerek gerilmelere bakılmıştır. En uygun koşulların nasıl sağlanabileceği hakkında yorumlar yapılmıştır.

Mevcut malzeme özellikleri girilerek gereken analizler yapıldığında aşağıdaki bulgular elde edildi:

Hesaplamalar fiksatorün etkisinin görülmesi için;

- 1- Sağlam kemik
- 2- Fiksator uygulanmış kırık kemik

üzerine olmak üzere iki farklı model ile yürütülmüştür.

4.1. Sağlam Kemik Üzerine Hesaplamalar

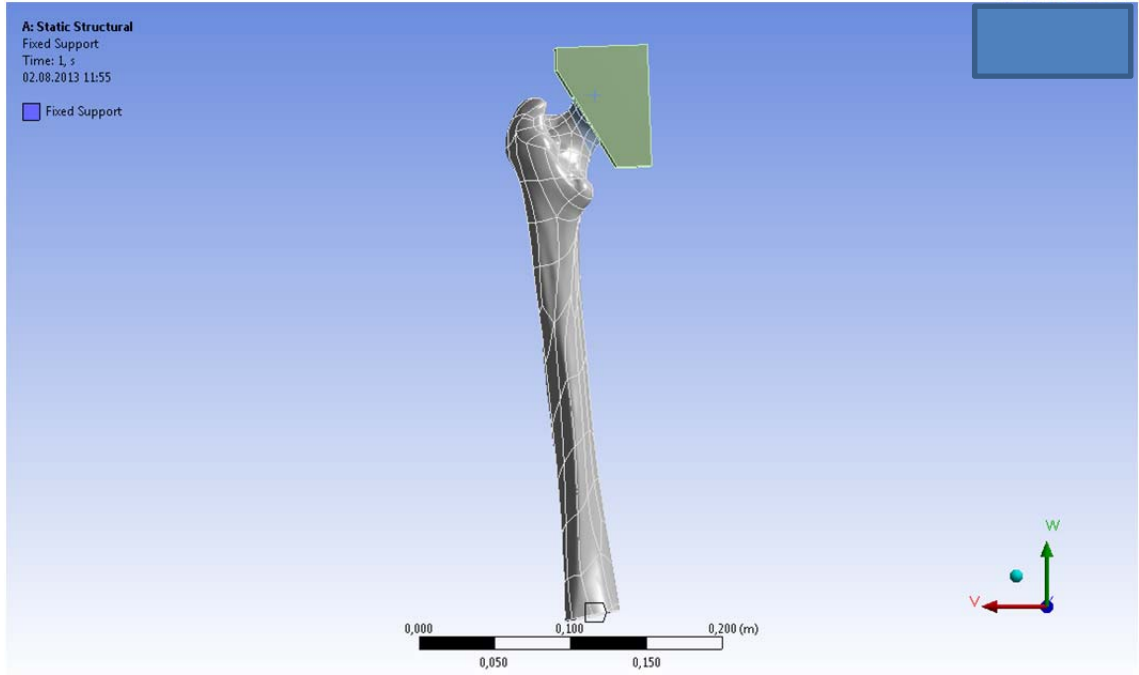
Şekil 3.1’de çalışmada model olarak kullanılan femur ve pelvis(leğen) kemiği yerine oluşturulan parça görülmektedir. Femur, internetten açık kaynak bir siteden hazır olarak alınmış olup, pelvis kemiğini temsil eden parça yüklemenin gerçeğe yakın olması için PRO ENGINEER programında oluşturularak montajı yapılmıştır.

4.1.1. Oluşturulan modelin sınır şartları, uygulanan yükler ve sonlu eleman yapısı

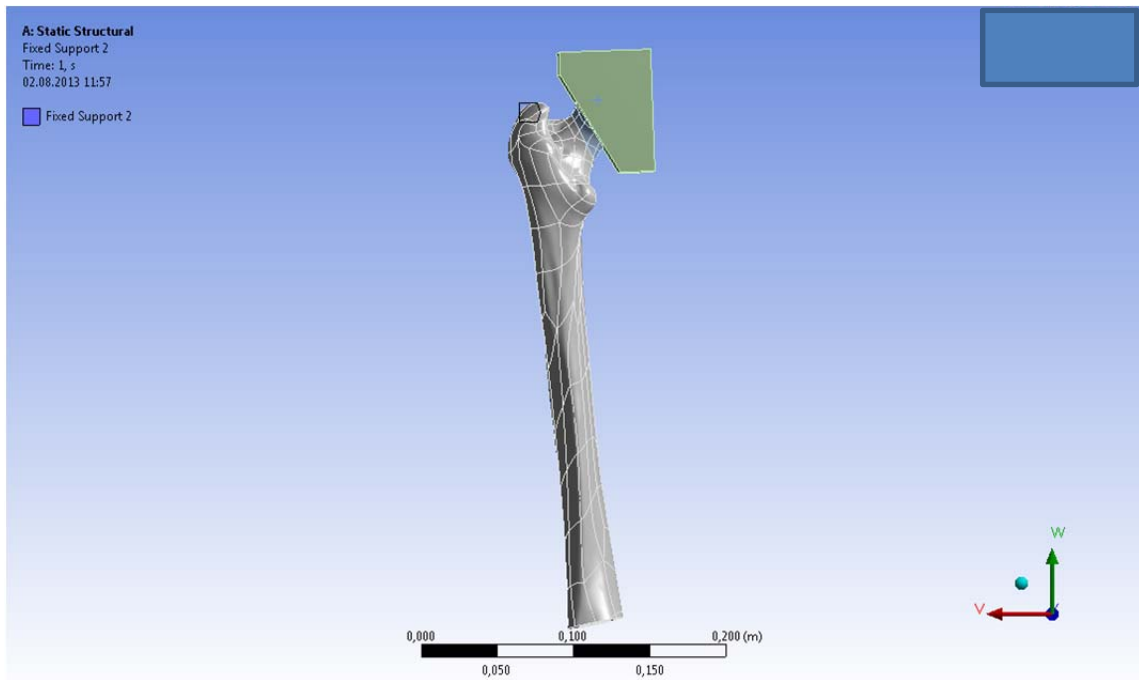
Uygulanan sınır şartları Şekil 4.1, 4.2, 4.3, 4.4’de verilmiştir. Şekil 4.1’de femurun alt kısmına uygulanan sabitleme (Fixed Support) görülmektedir. Şekil 4.2, uygulanan diğer sınır şartını göstermektedir. Pelvis kemiğini bağlayan kasların etkisini tanımlamak için uygulanan sınır şartı için kemiğin üstten görünüşü (Şekil 4.3)’de verilmiştir. Pelvis kemiğinin hareketini tanımlamak için, Pelvis kemiğinin fiksatöre bakamayan düşey serbest yüzeyi sadece düşey doğrultuda hareket edecek şekilde olup, diğer doğrultularda hareketi engellenmiştir (Şekil 4.4.).

Yük pelvis kemiğini temsil eden parçanın üst yüzeyine uygulanmıştır (Şekil 4.5). Bu yükün değeri, çözümler statik durum için yapıldığından, 700N olarak alınan toplam ağırlığın yarısı olan 350N belirlenmiştir.

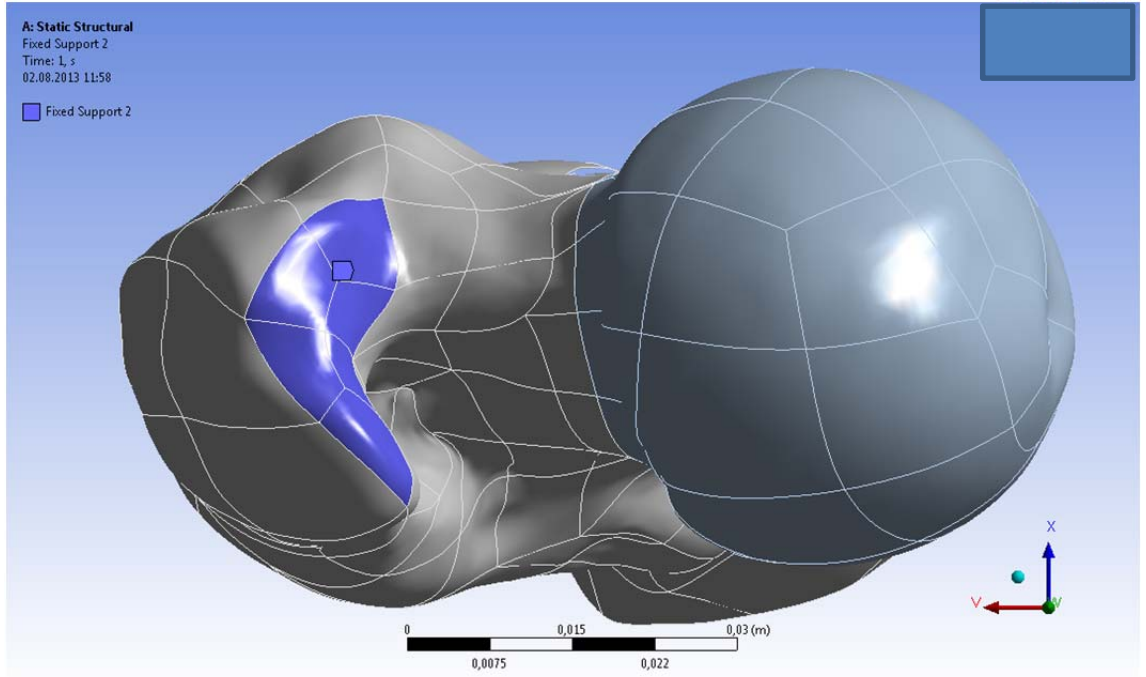
Oluşturulan sonlu eleman modeli Şekil 4.6 ve 4.7’ de verilmiştir. Femur ve pelvis kemiğini temsil eden parça birlikte Şekil 4.6’da ve sadece femur ise Şekil 4.7’de görülmektedir.



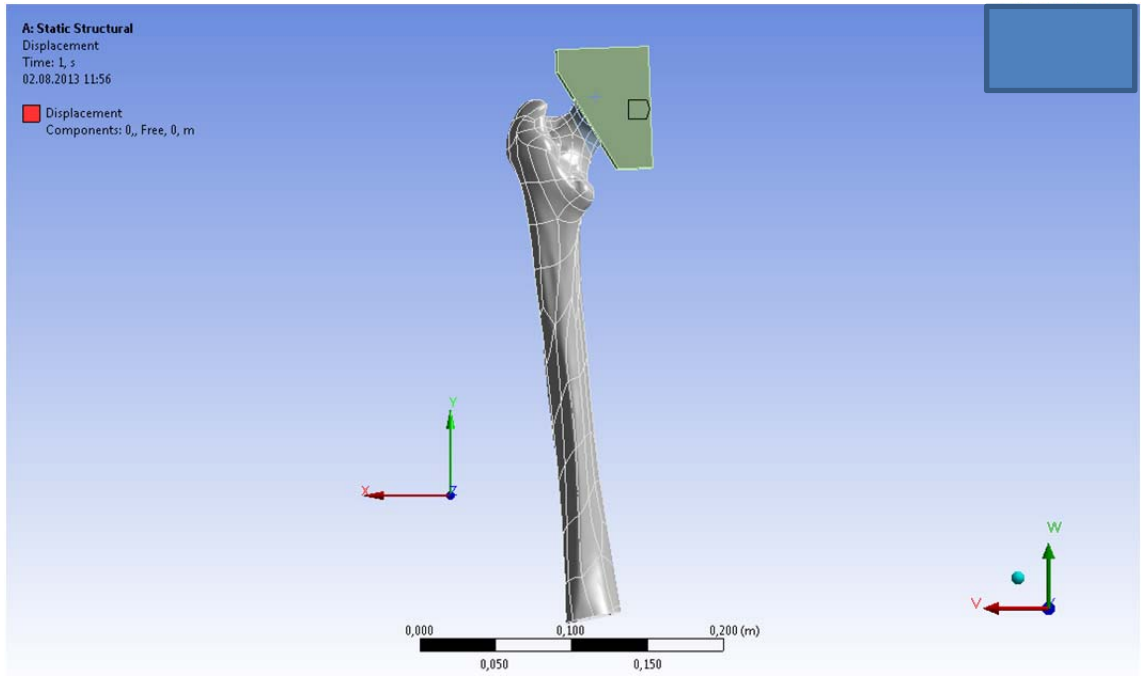
Şekil 4.1. Alt kısımdan uygulanan sabitleme



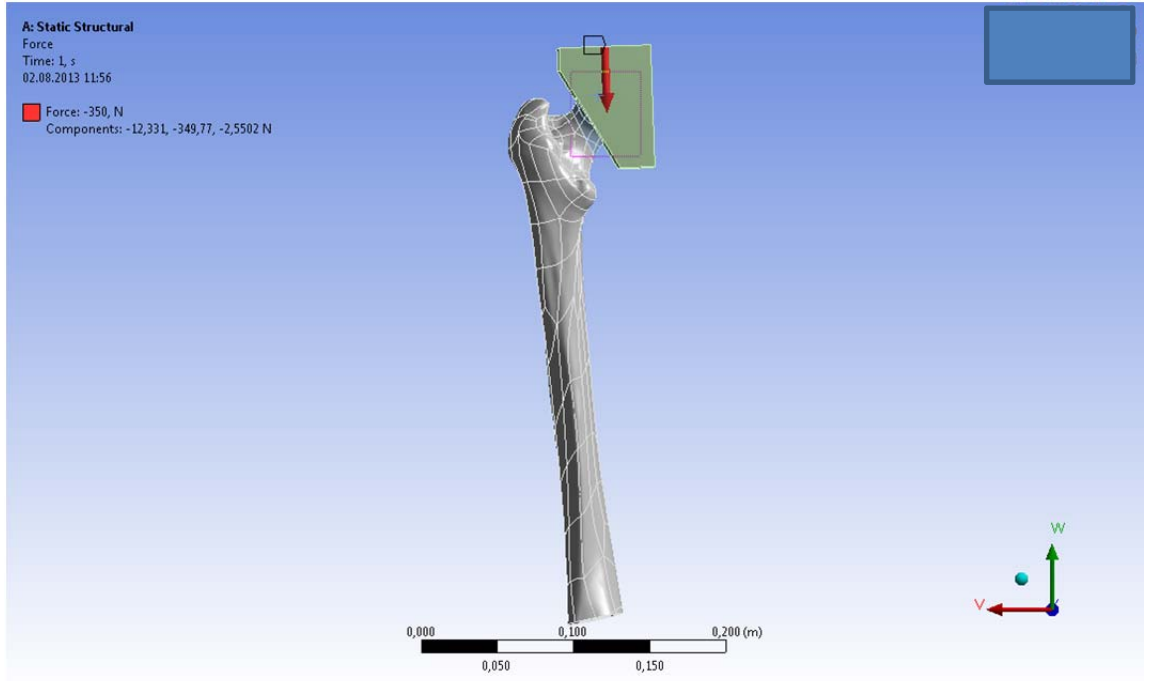
Şekil 4.2. Üst Kısımdan uygulanan sabitleme (kasların tuttuğu kısım)



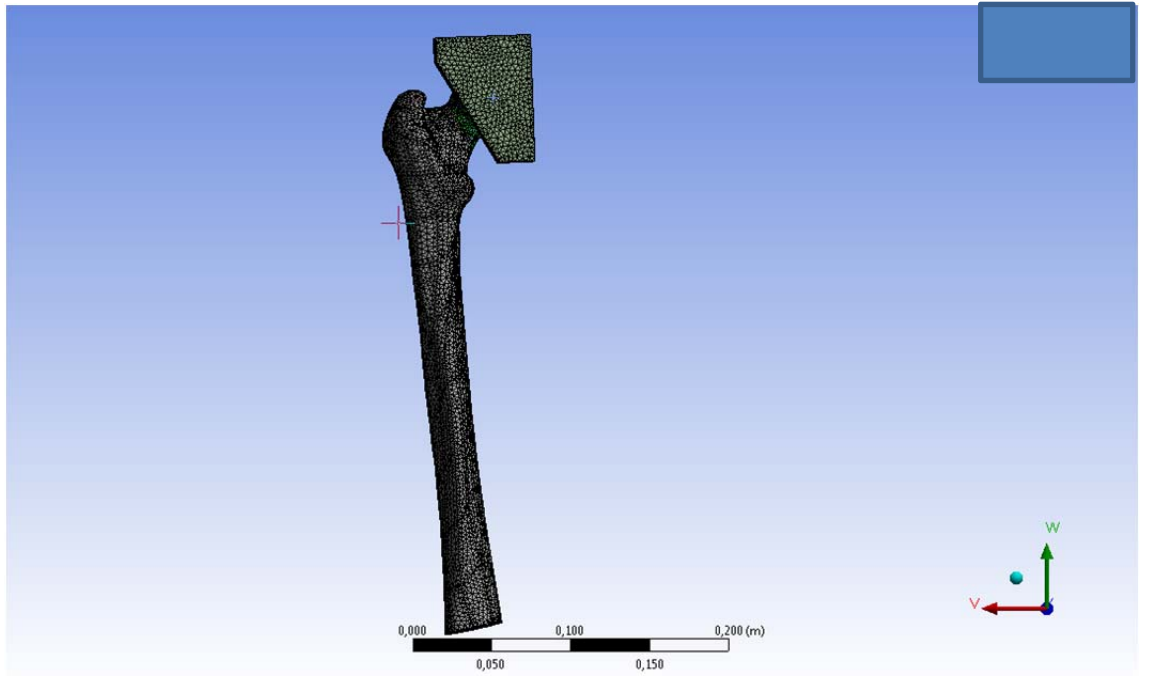
Şekil 4.3. Üst Kısımdan uygulanan sabitleme üst görünüşü (kasların tuttuğu kısım)



Şekil 4.4. y yönünde hareket serbest, x ve z yönünde hareket engelli



Şekil 4.5. Uygulanan yük



Şekil 4.6. Pelvis kemiği ve uyluk kemiği sonlu eleman(Mesh) ağ yapılı model

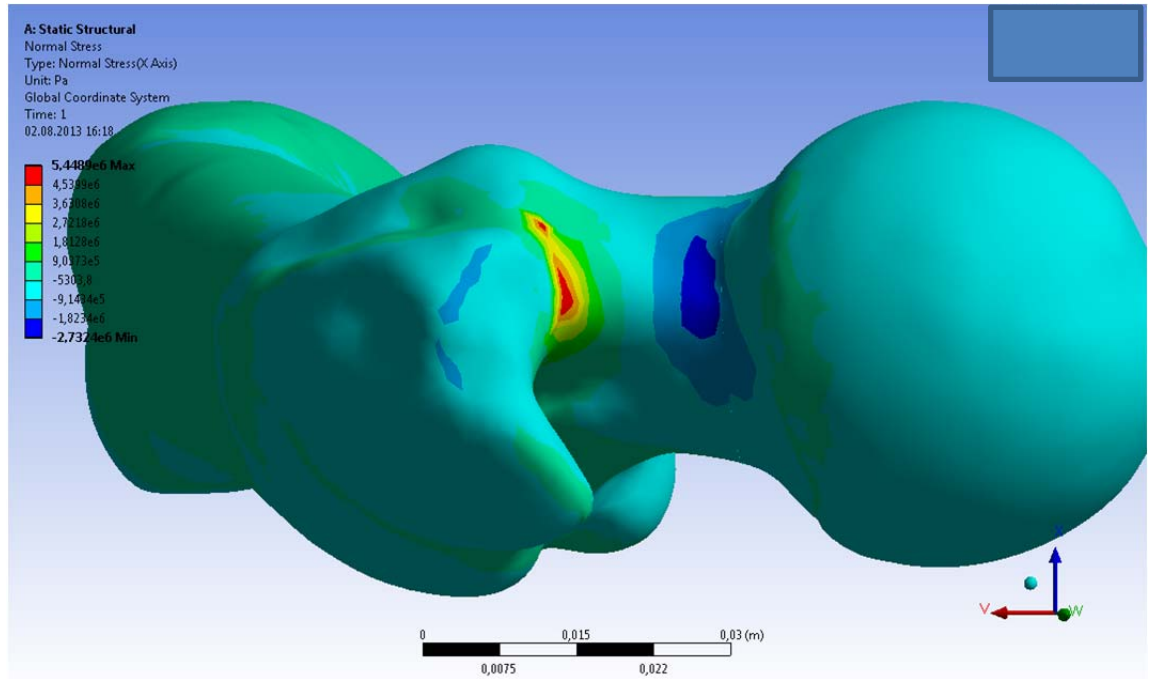


Şekil 4.7. Uyluk kemiği sonlu eleman(Mesh) ağ yapılı model

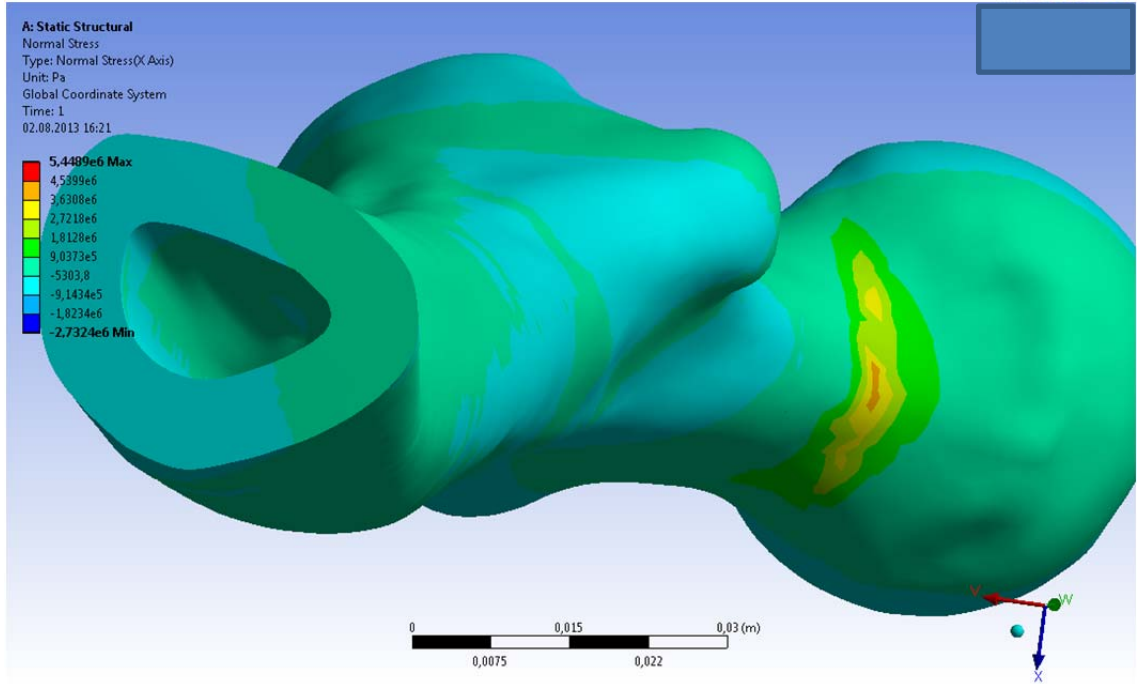
5. SONUÇ ve ÖNERİLER

5.1. Sağlam Kemik İçin Sonuçlar

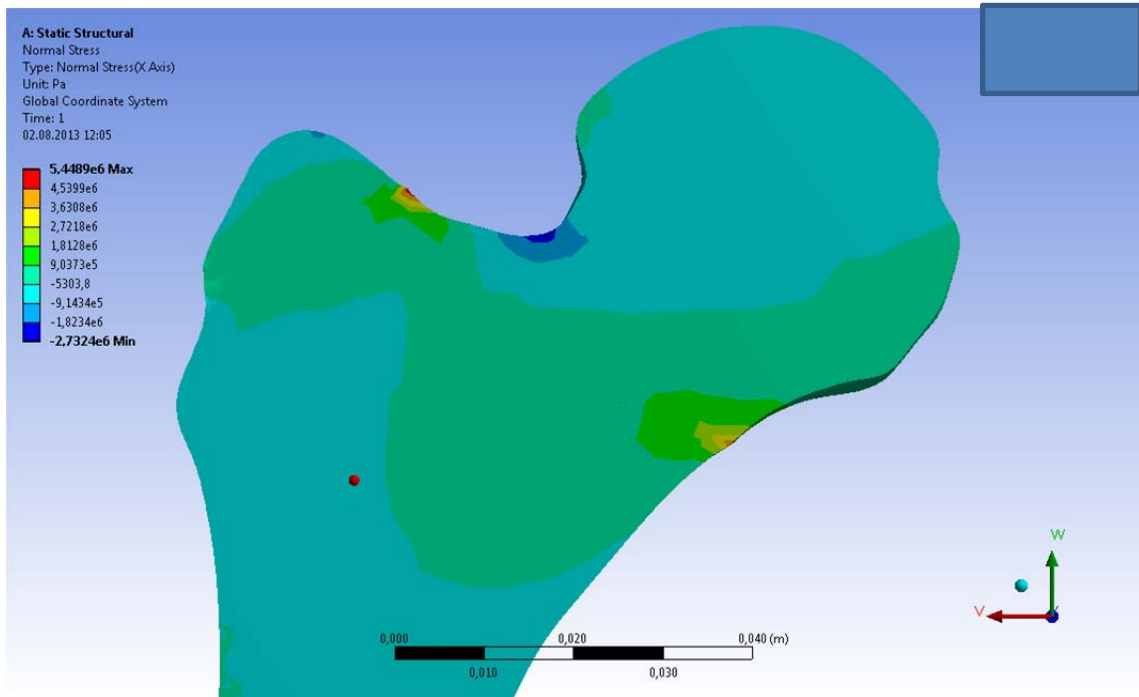
Kırılmaların çoğunlukla görüldüğü boyun bölgesinde elde edilen gerilmeler üstten, alttan ve kesit alınarak verilmiştir. σ_x 'ler Şekil 5.1, 5.2, 5.3'te, σ_y 'ler Şekil 5.4, 5.5, 5.6'da, σ_z 'ler Şekil 5.7, 5.8, 5.9'da ve σ_M 'ler Şekil 5.10, 5.11, 5.12'de verilmiştir. σ_x , σ_y ve σ_z gerilmelerinin boyun bölgesinin üst kısmında bası şeklinde iken (Şekil 5.1, 5.4, 5.7), alt kısmında çeki (Şekil 5.2, 5.5, 5.8) olarak görülmektedir. Şekil 5.3, 5.6, 5.9 boyun bölgesinin üst ve alt kısımları arasında gerilme değişimlerinin kesit boyunca değişimini göstermektedir. σ_M gerilmeleri incelendiğinde (Şekil 5.10, 5.11, 5.12) boyun alt ve üst bölgesinde birbirine yakın gerilmeler oluştuğunu göstermektedir.



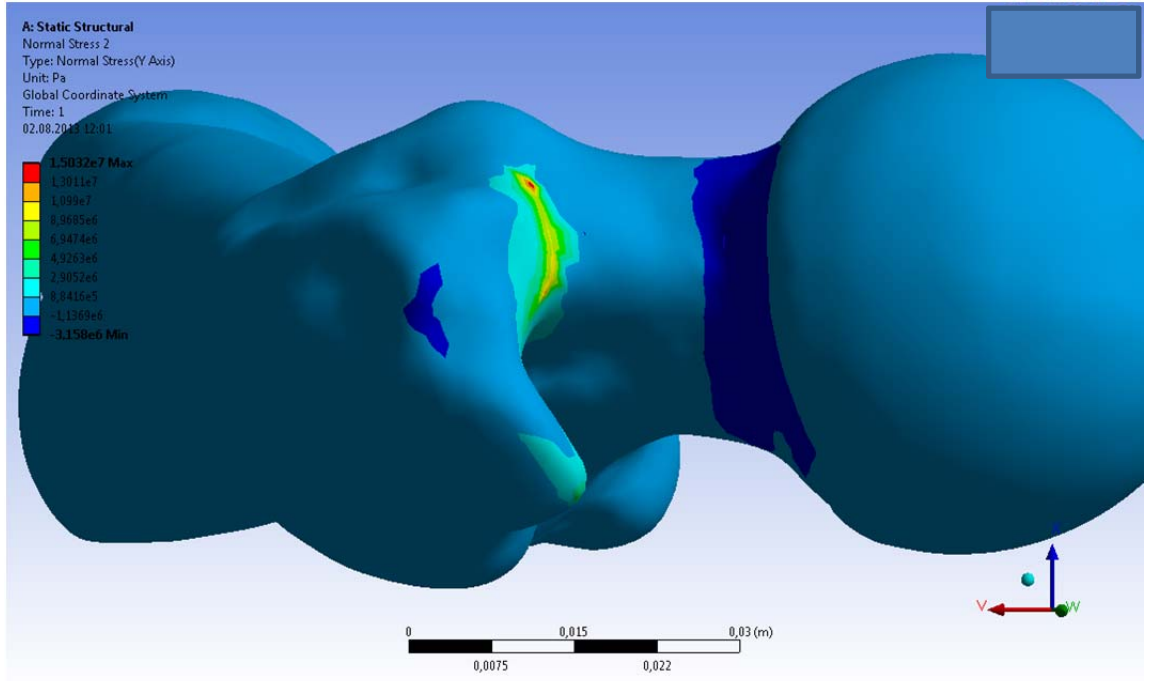
Şekil 5.1. σ_x gerilmelerinin üstten görünüşü



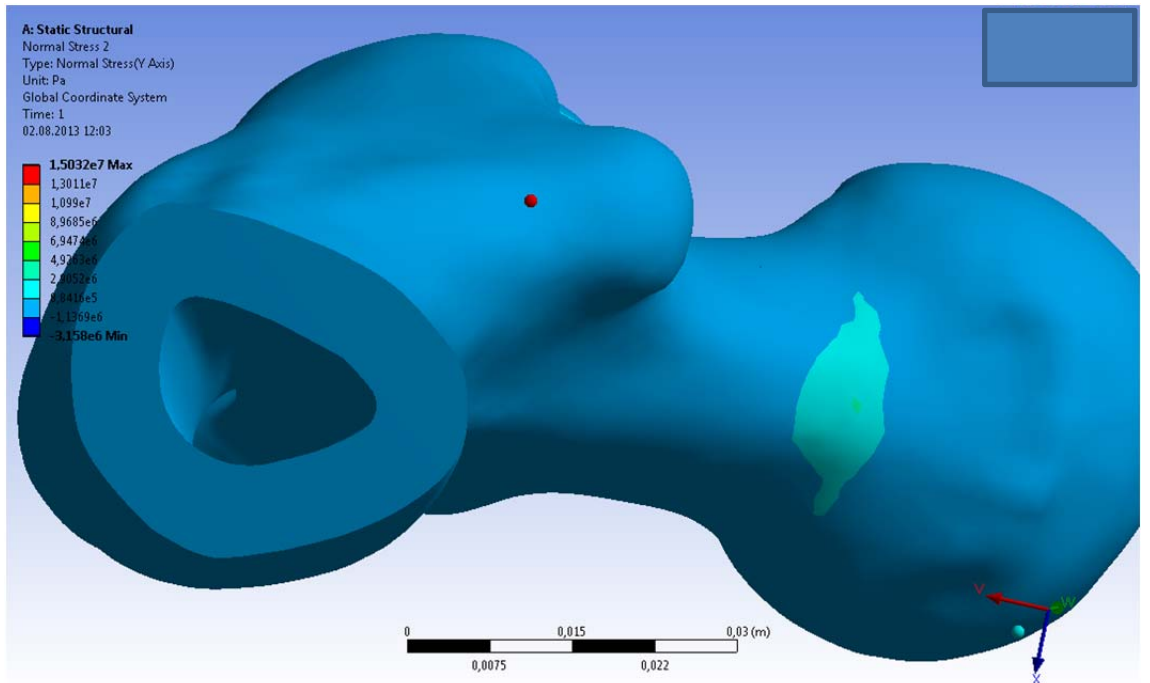
Şekil 5.2. σ_x gerilmelerinin alttan görünüşü



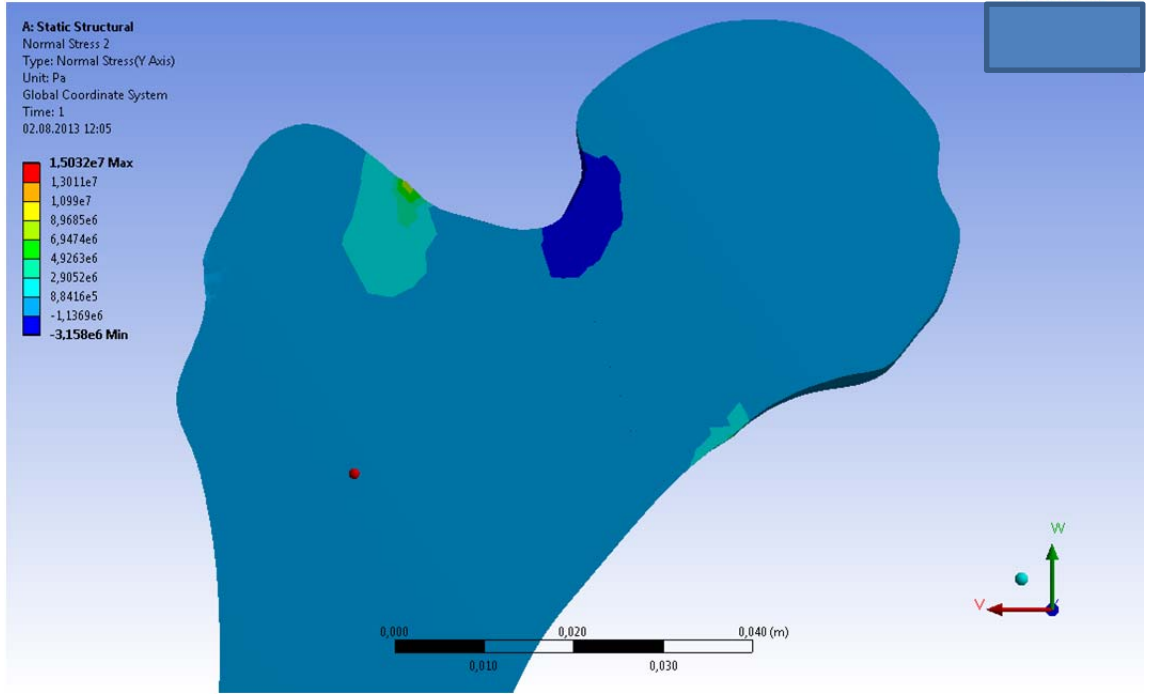
Şekil 5.3. σ_x gerilmelerinin kesit görünüşü



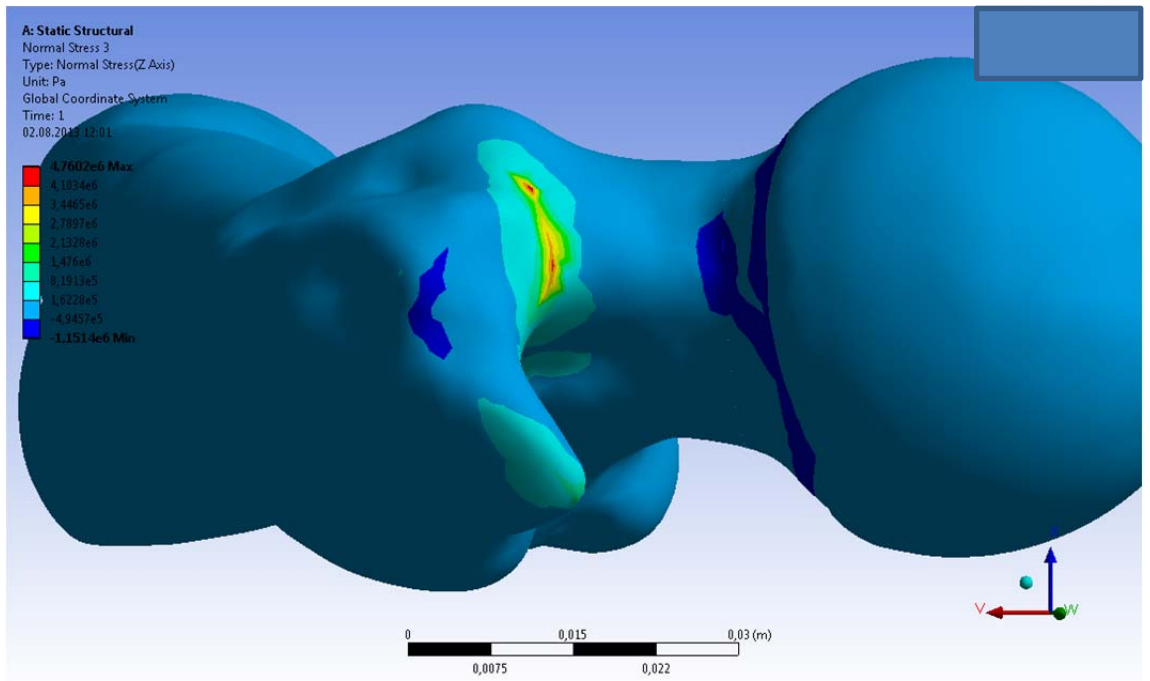
Şekil 5.4. σ_y gerilmelerinin üstten görünüşü



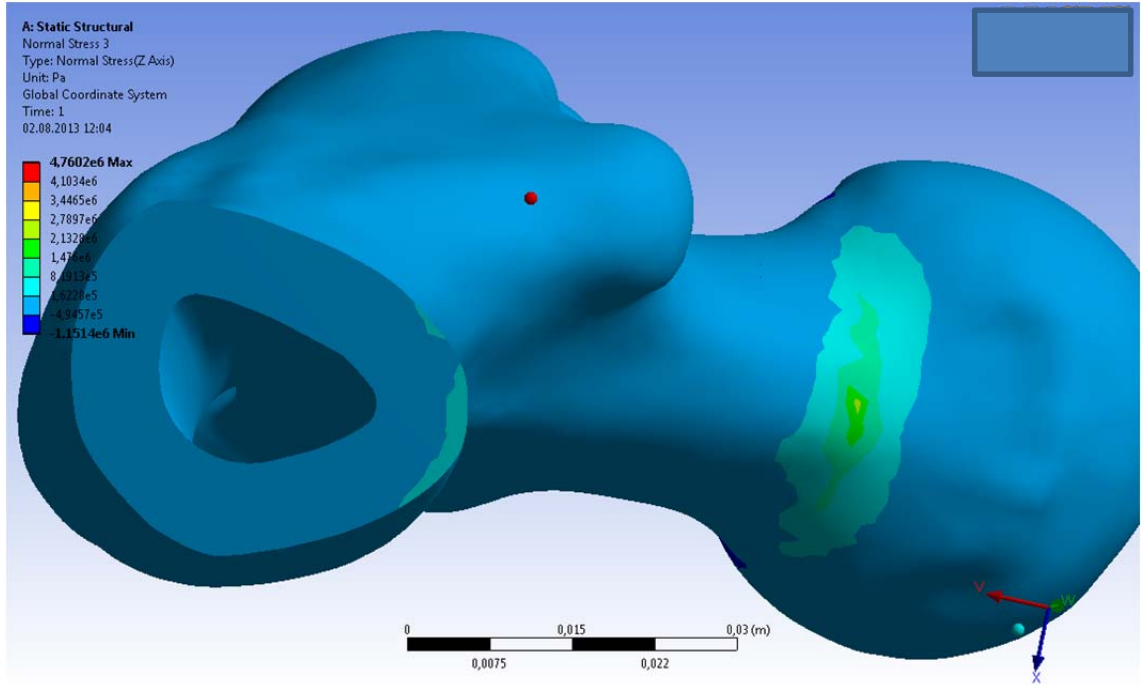
Şekil 5.5. σ_y gerilmelerinin alttan görünüşü



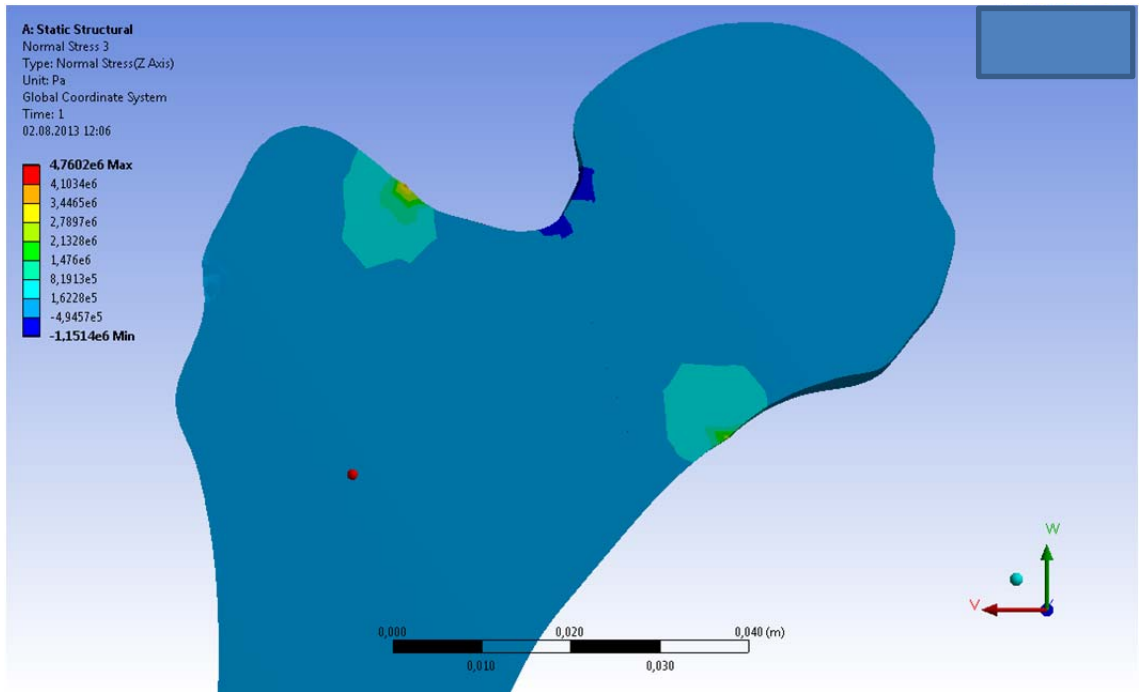
Şekil 5.6. σ_y gerilmelerinin kesit görünüşü



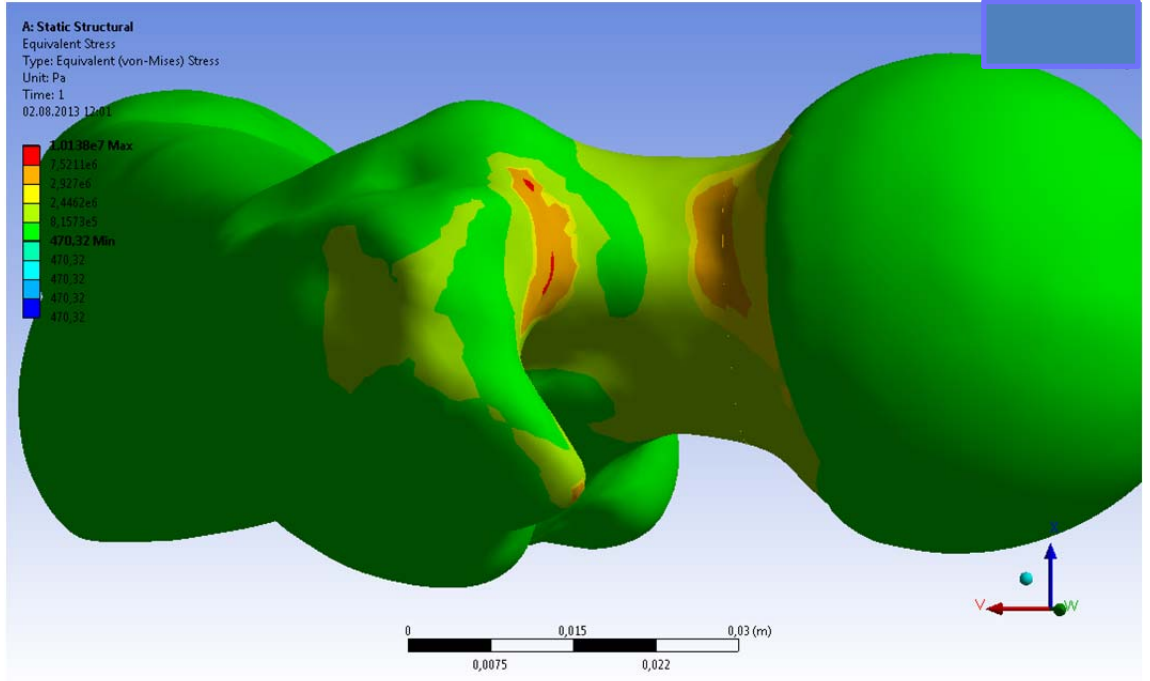
Şekil 5.7. σ_z gerilmelerinin üstten görünüşü



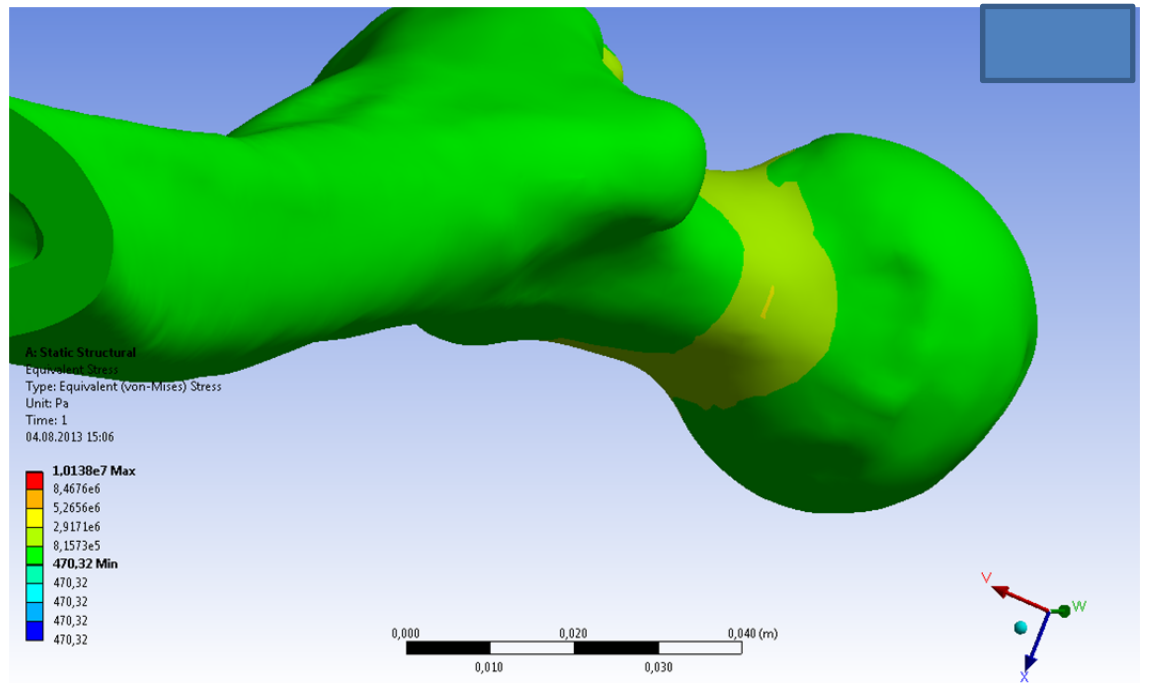
Şekil 5.8. σ_z gerilmelerinin alttan görünüşü



Şekil 5.9. σ_z gerilmelerinin kesit görünüşü



Şekil 5.10. σ_M gerilmelerinin (von-Mises) üstten görünüşü



Şekil 5.11. σ_M (von-Mises) gerilmelerinin alttan görünüşü



Şekil 5.12. σ_M (von-Mises) gerilmelerinin kesit görünüşü

5.2. Fiksator Vidası Uygulanmış Femur Modelleri İçin Sonuçlar

Fiksator uygulamasının, oluşan gerilme değerlerinde ve dağılımında etkisini görmek için fiksatörlü ve fiksatörsüz kemiklerdeki σ_M 'ler incelenmiştir. İncelemede, fiksator uygulaması ve uygulamada fiksator vidasının konumunun da gerilme değerleri ve dağılımına etkisinin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Bunun için fiksator vidası, düşünülen ve modelde belirlenen kırık yüzeyi ile (yatay x eksenini ile 45° açı yapan kırık yüzey) 110, 105 ve 100 açılar yapacak şekilde uygulaması yapılmıştır. Elde edilen bulgular, 110 derece için, σ_x , σ_y , σ_z ve σ_M olarak üstten, alttan ve kesit olarak verilmiş olup, 105 ve 100 derece için sadece σ_M 'lerin üstten, alttan ve kesit resimleri verilmiştir.

5.2.1. Bu şartlarda yapılan sayısal deneylerden $\alpha= 110^\circ$ için elde edilen bulgular

Şekil 5.13, 5.14 ve 5.15'de σ_x 'lerin üstten, alttan ve boyuna kesitten görünüşleri yer almaktadır. Bu görüntülerden, boyun bölgesinin üst kısmında gerilmelerin bası olduğu, alt bölgede ise çeki tipinde gerilmelerin ortaya çıktığı görülmektedir.

σ_y 'ler, Şekil 5.16, 5.17 ve 5.18'de yer almaktadır. Bu şekillerden boyun bölgesinin üst kısmında bası gerilmelerinin, alt kısımda ise değerleri farklı olarak yine çeki gerilmelerinin varlığı tespit edilmektedir.

σ_z 'lerin dağılımı ve değerleri, Şekil 5.19, 5.20 ve 5.21'de yer almaktadır. Bu şekillerden de boyun bölgesinin üst kısmında bası olan gerilmelerin, alt kısımda küçük değerlerde çeki halini aldığı tespit edilmektedir.

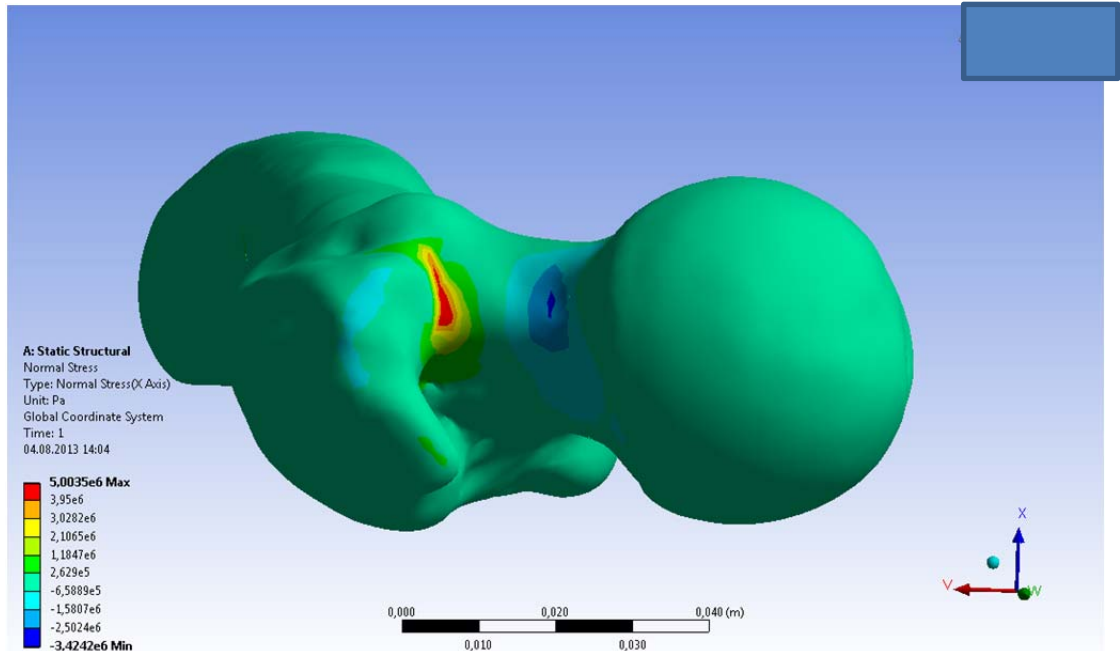
σ_x , σ_y ve σ_z 'lerin femur başında kesit boyunca değerce ve bölgesel değişimi Şekil 5.15, 5.18 ve 5.21'den belirgin olarak incelenebilmektedir.

σ_M 'lerin değerleri ve değişimleri Şekil 5.22, 5.23 ve 5.24'de görülmektedir. Normal gerilmelerin boyun bölgesinin alt ve üst yüzeylerinde ve kesit boyunca değişimlerinin yer aldığı bu şekillerden Şekil 5.24'den fiksator çivisinin gerilme dağılımı üzerindeki etkisi de görülebilmektedir.

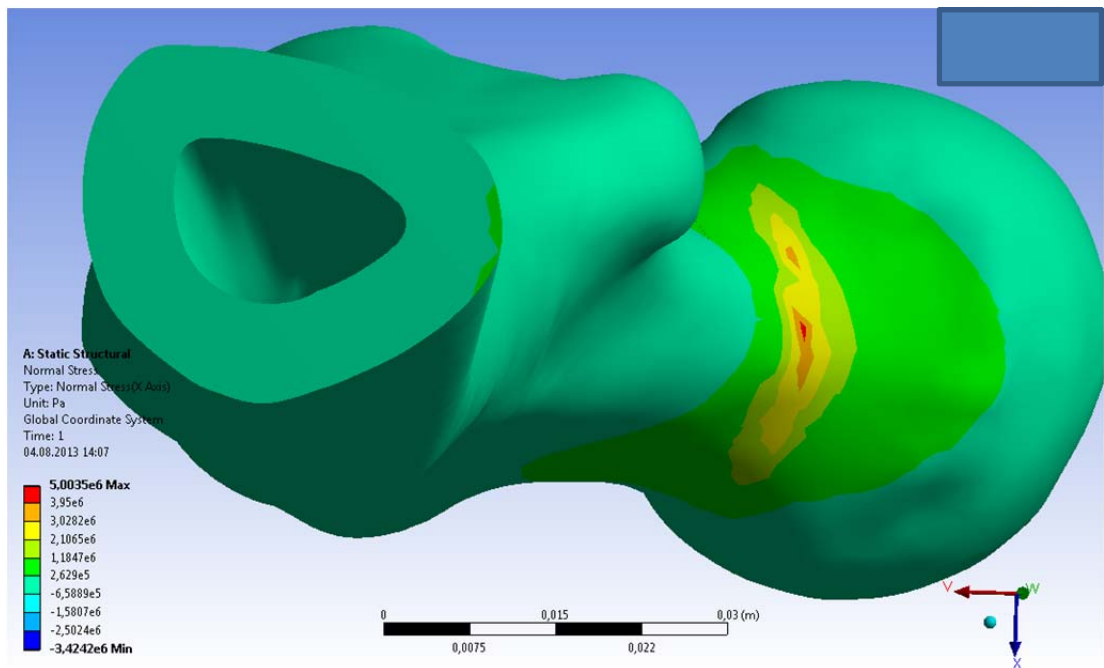
5.2.3. $\alpha= 105$ ve 100° için elde edilen bulgular

$\alpha=105$ ve 100° için yapılan hesaplamaların sonuçları yalnız eşdeğer gerilmeler(σ_M) ile verilmiştir. 105° için sonuçlar Şekil 5.25-5.27'de ve 100° için sonuçlar Şekil 5.28-5.30'de verilmiştir.

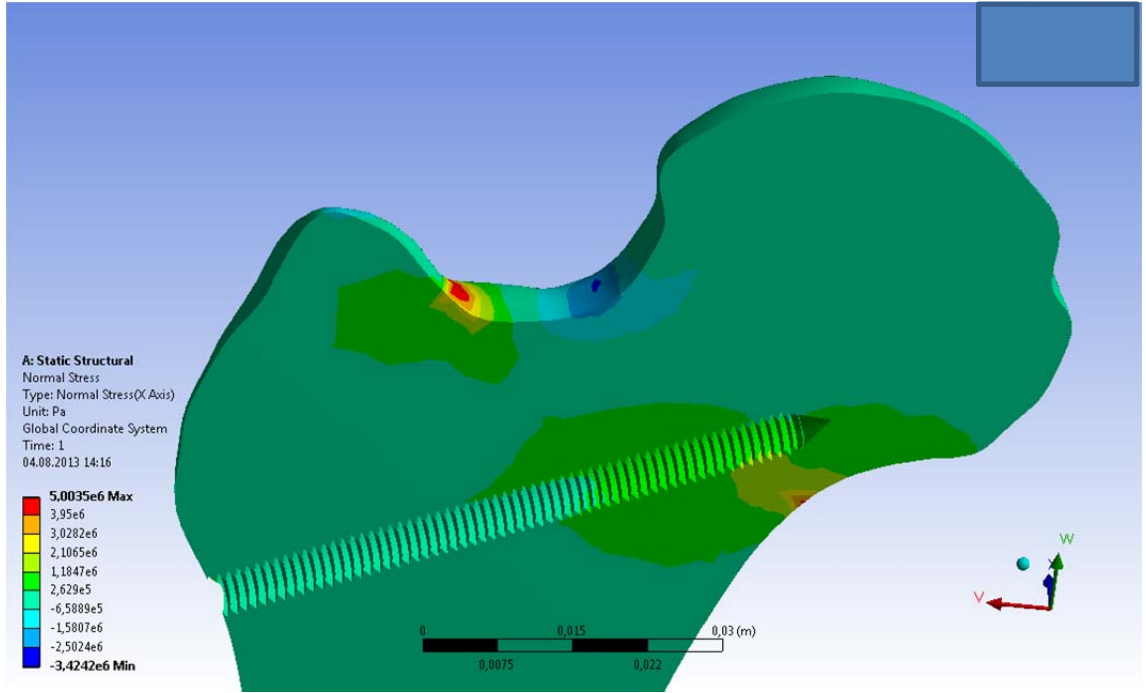
$\alpha = 110^\circ$ görselleri



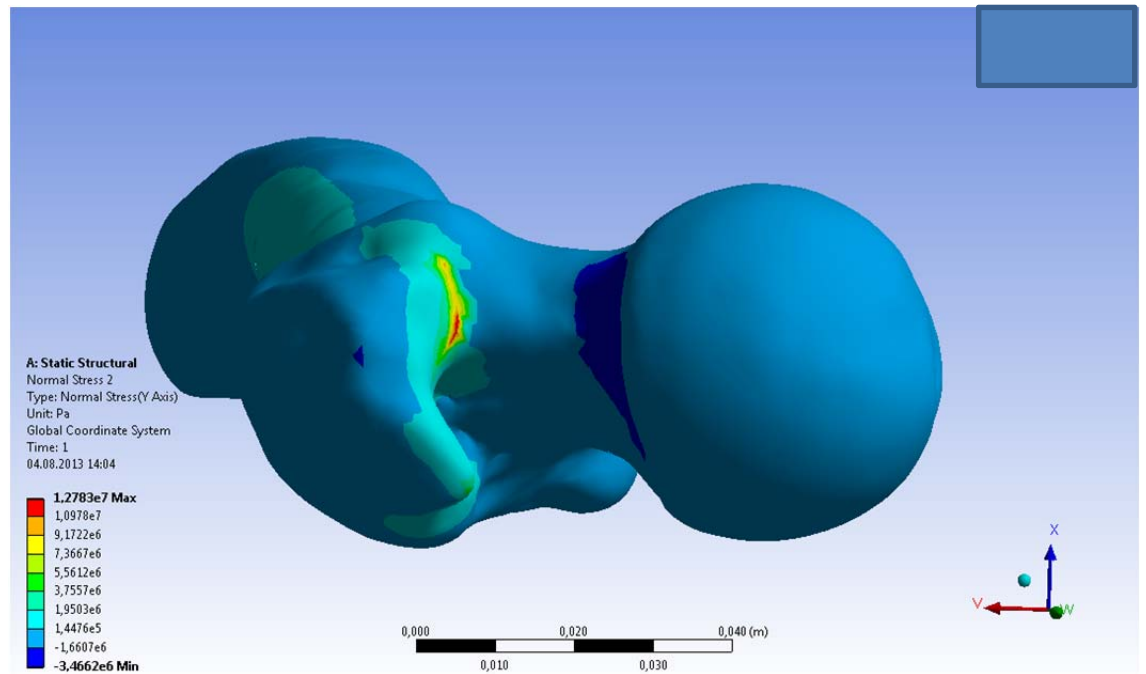
Şekil 5.13. 110° vida uygulanmış modelde femur kemiğindeki σ_x gerilmelerinin üstten görünüşü



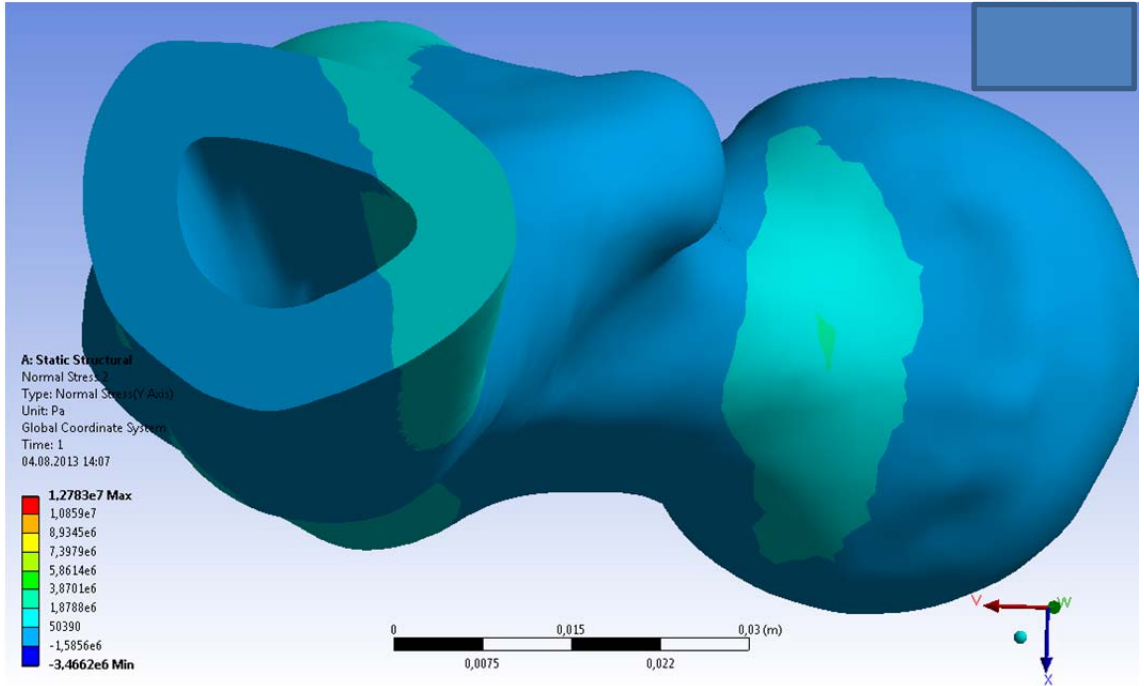
Şekil 5.14. 110° de σ_x gerilmelerinin alttan görünüşü



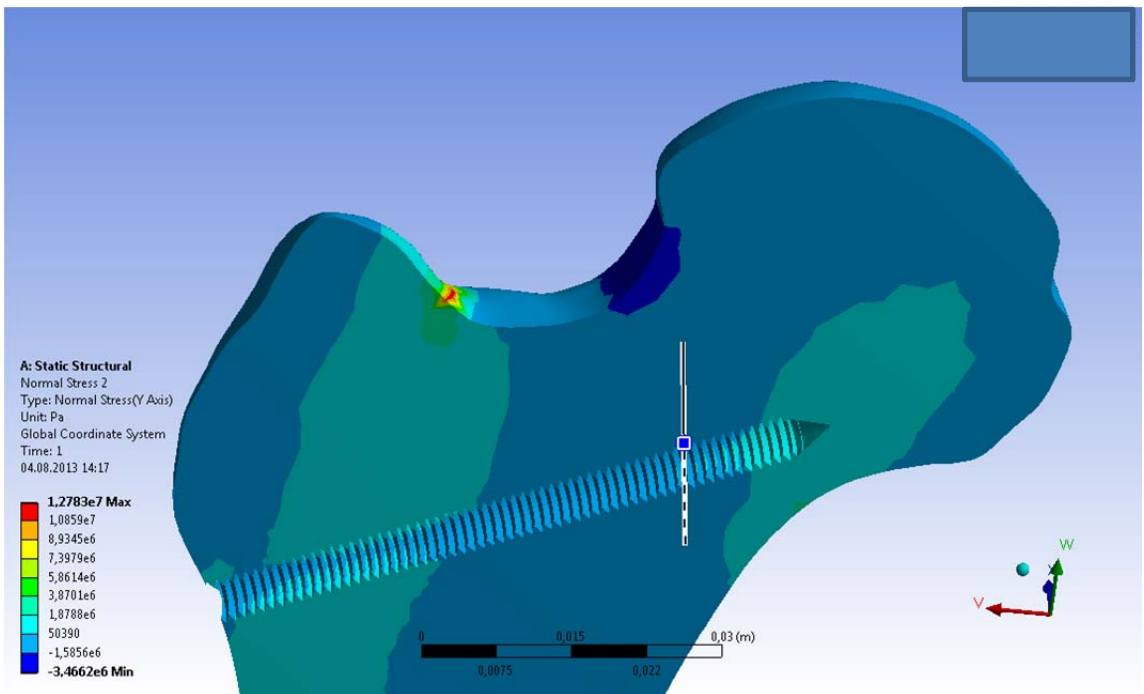
Şekil 5.15. 110° 'de σ_x gerilmelerinin kesit görünüşü



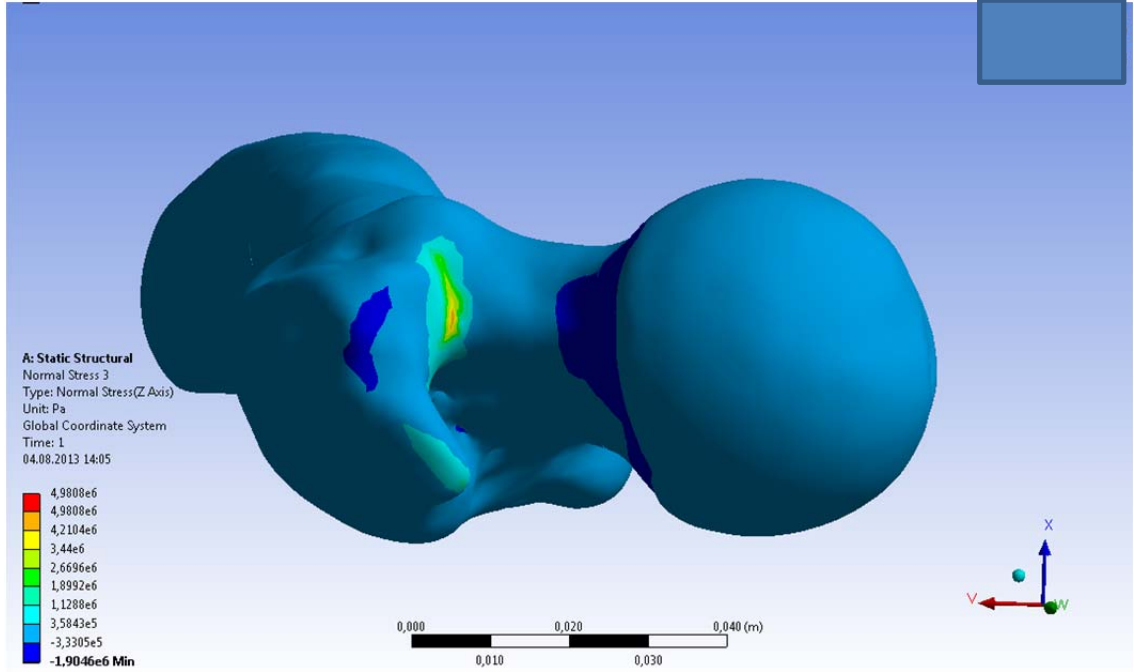
Şekil 5.16. 110° 'de σ_y gerilmelerinin üstten görünüşü



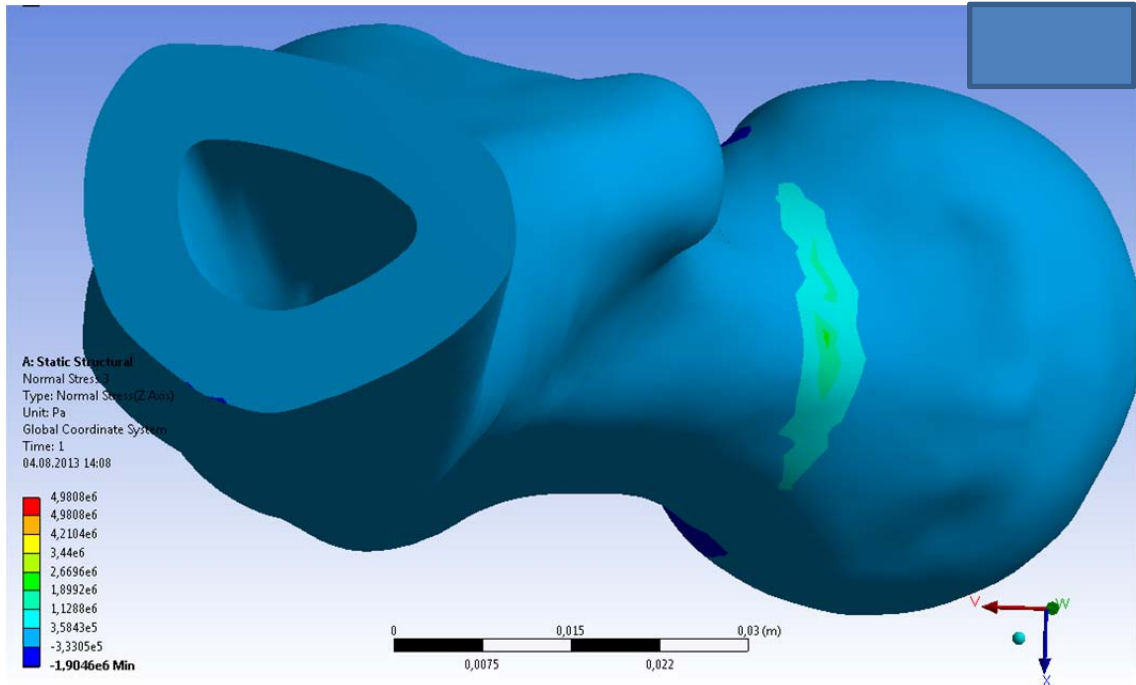
Şekil 5.17. 110° de σ_y gerilmelerinin alttan görünüşü



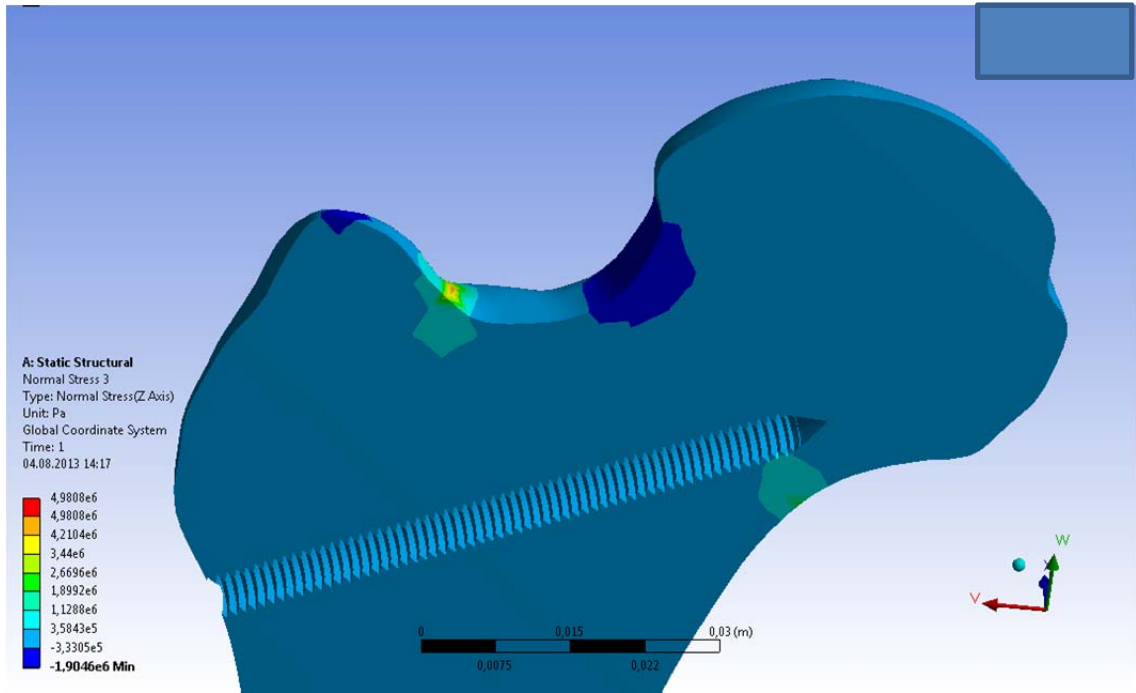
Şekil 5.18. 110° de σ_y gerilmelerinin kesit görünüşü



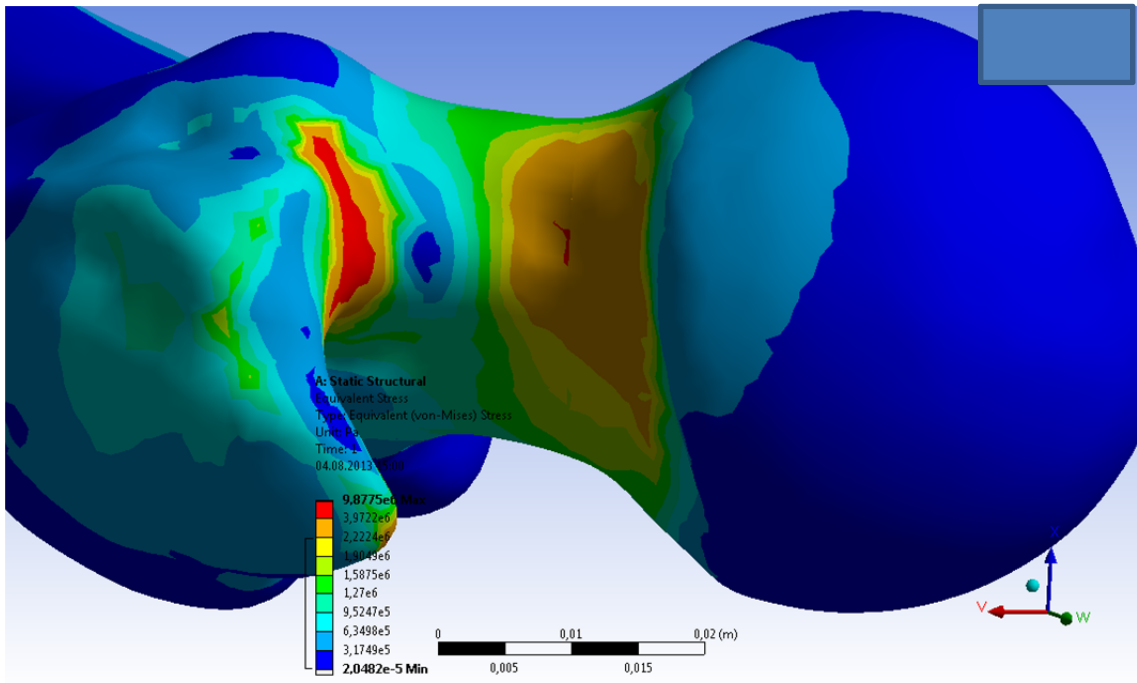
Şekil 5.19. 110° de σ_z gerilmelerinin üstten görünüşü



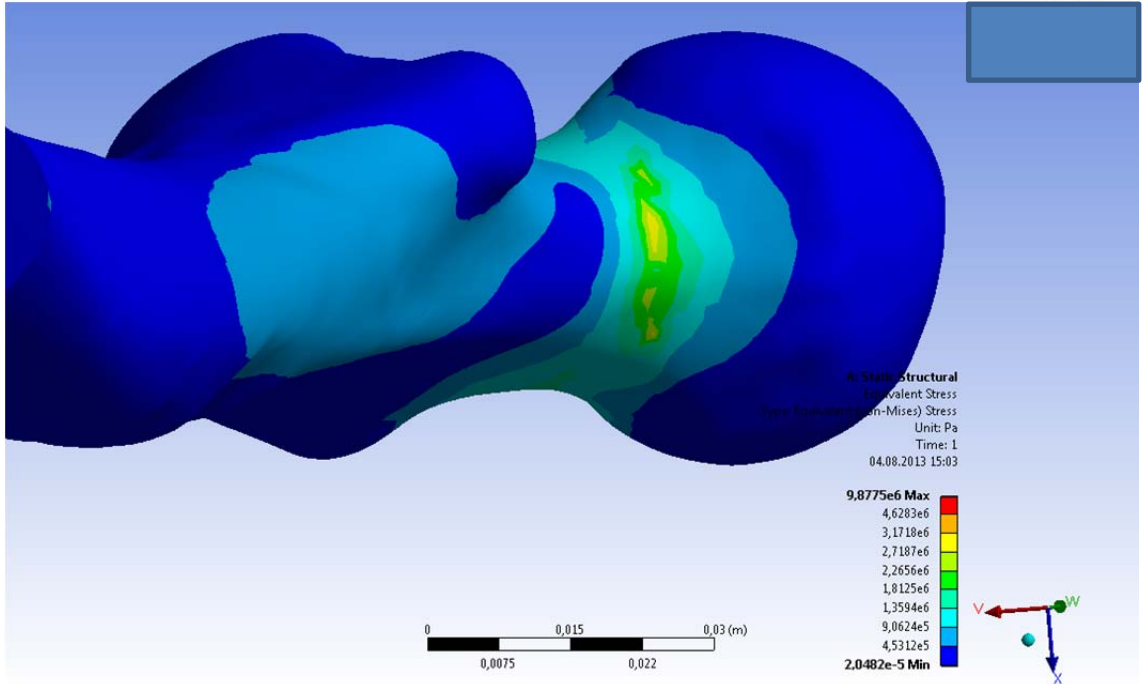
Şekil 5.20. 110° de σ_z gerilmelerinin alttan görünüşü



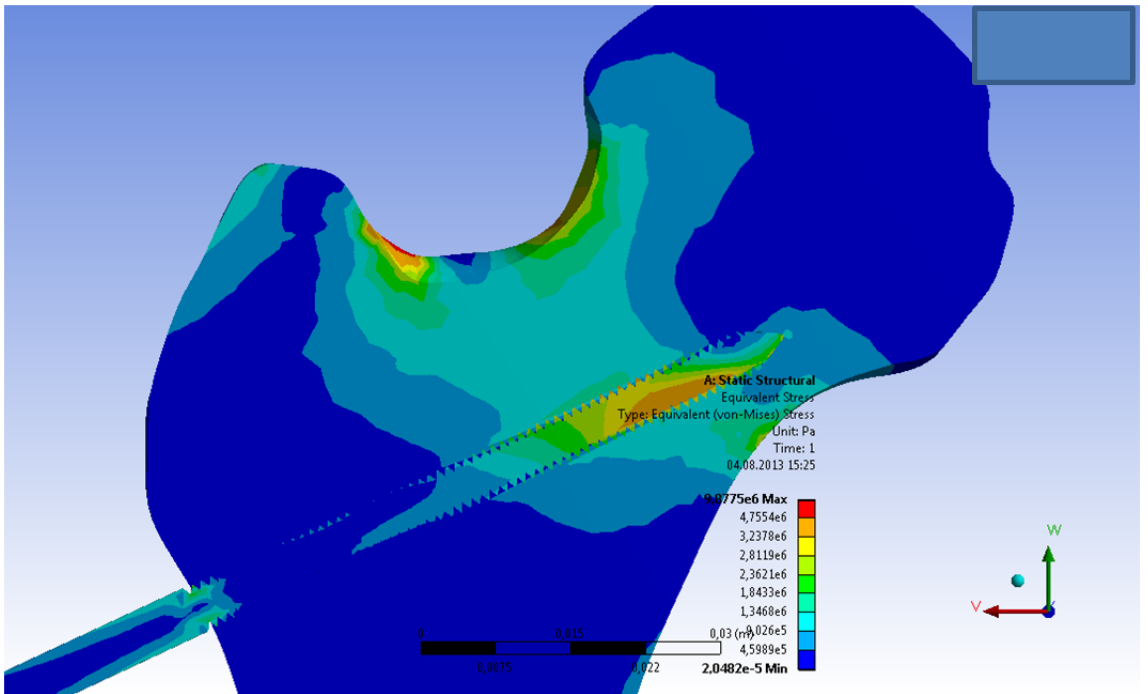
Şekil 5.21. 110° de σ_z gerilmelerinin kesit görünüşü



Şekil 5.22. 110° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin üstten görünüşü

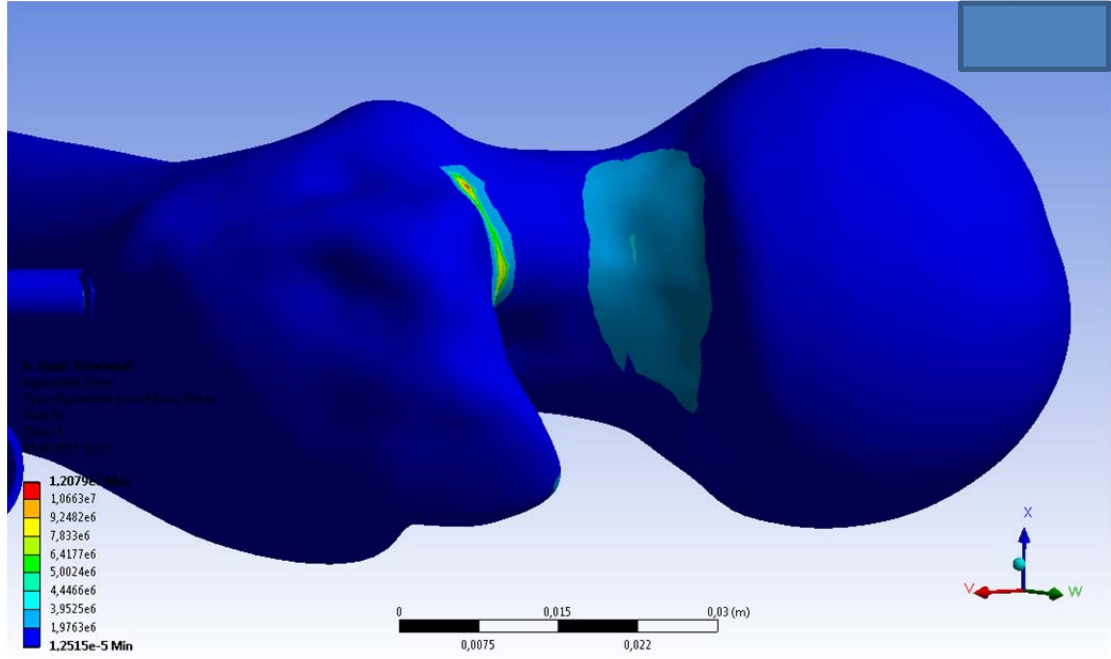


Şekil 5.23. 110° 'de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin alttan görünüşü

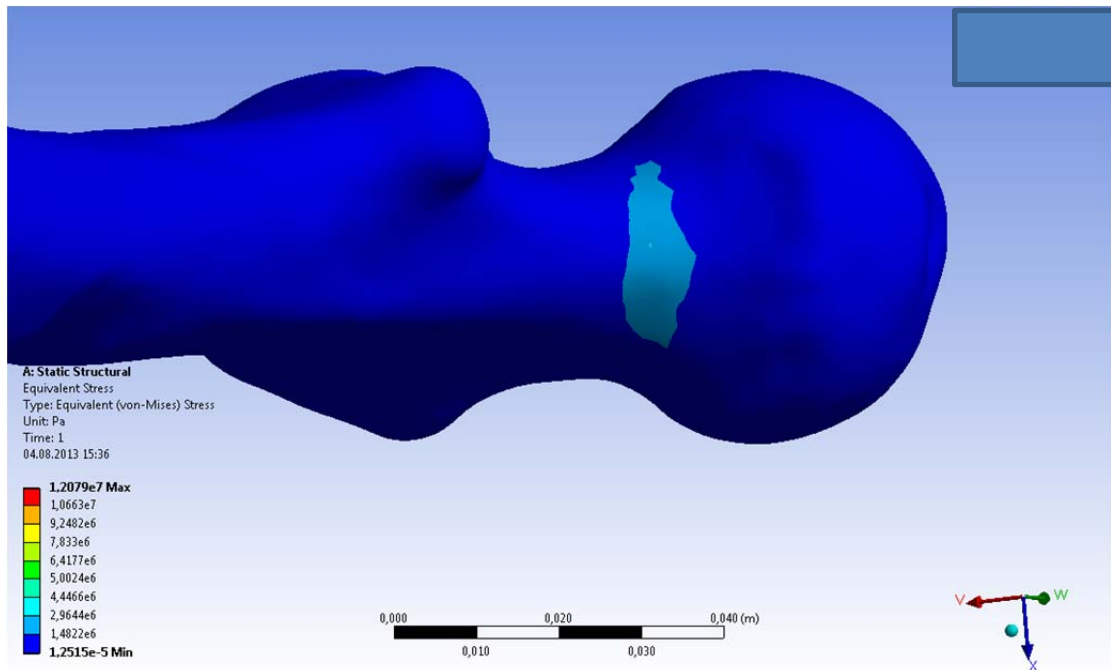


Şekil 5.24. 110° 'de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin kesit görünüşü

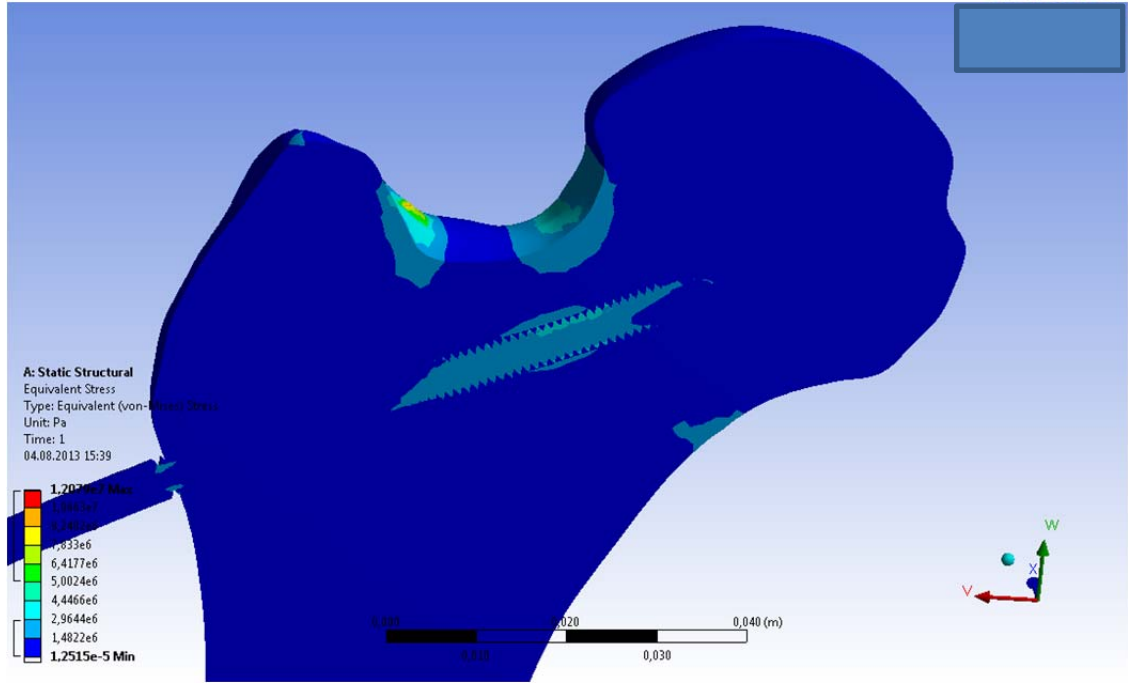
$\alpha = 105^\circ$ görselleri



Şekil 5.25. 105° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin üstten görünüşü

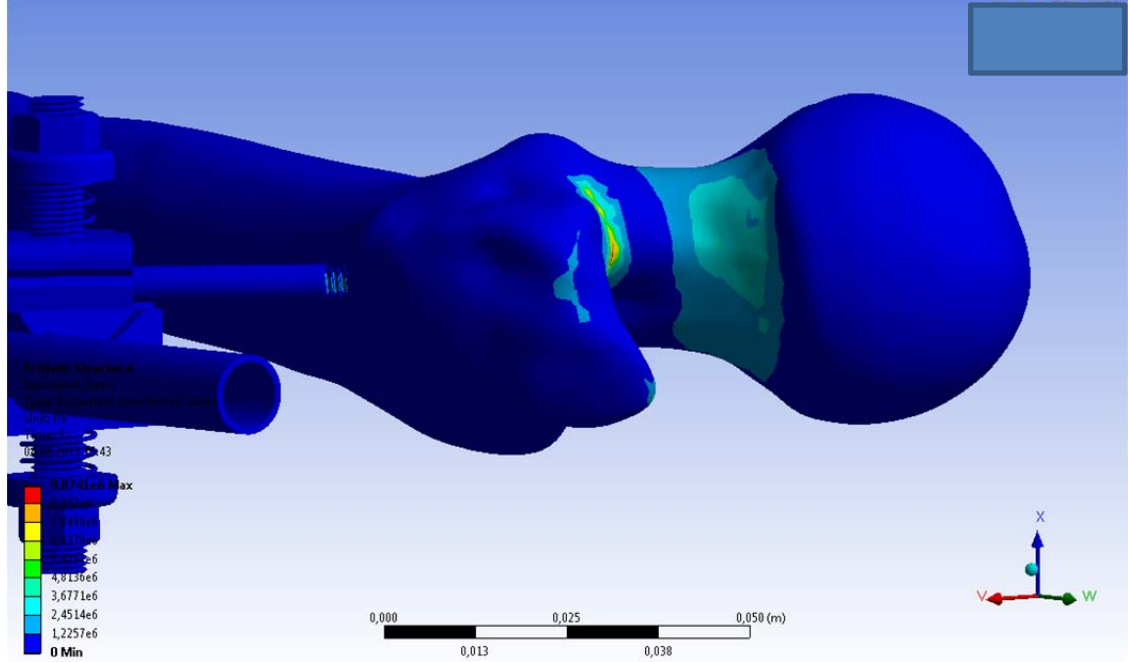


Şekil 5.26. 105° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin alttan görünüşü

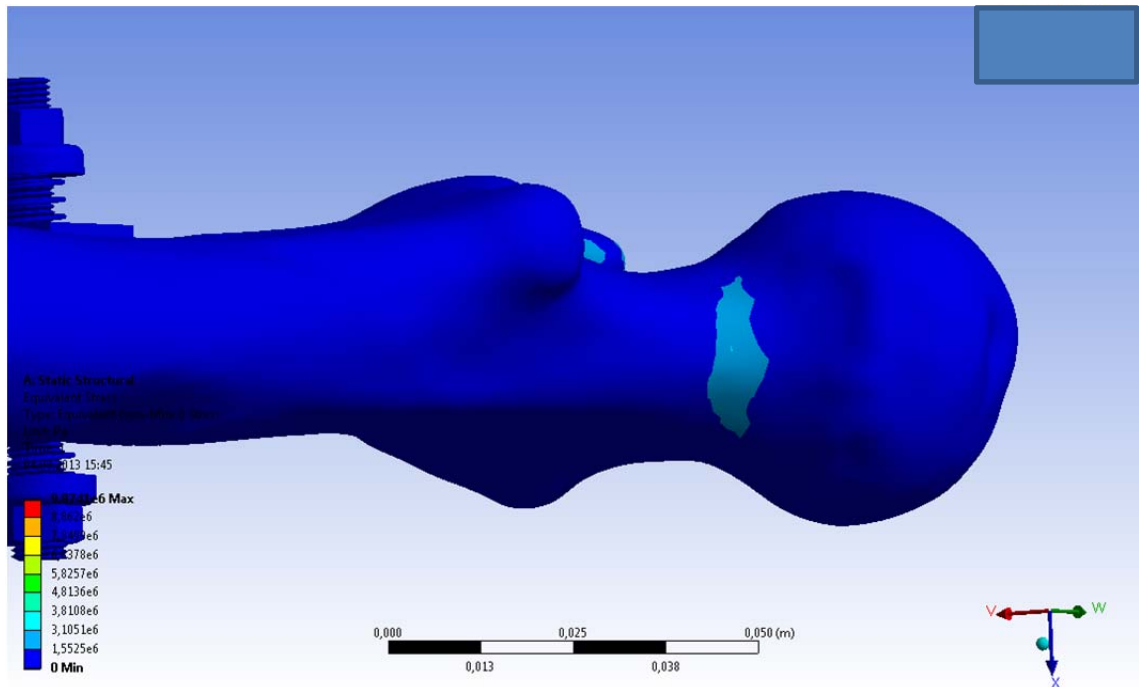


Şekil 5.27. 105° de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin kesit görünüşü

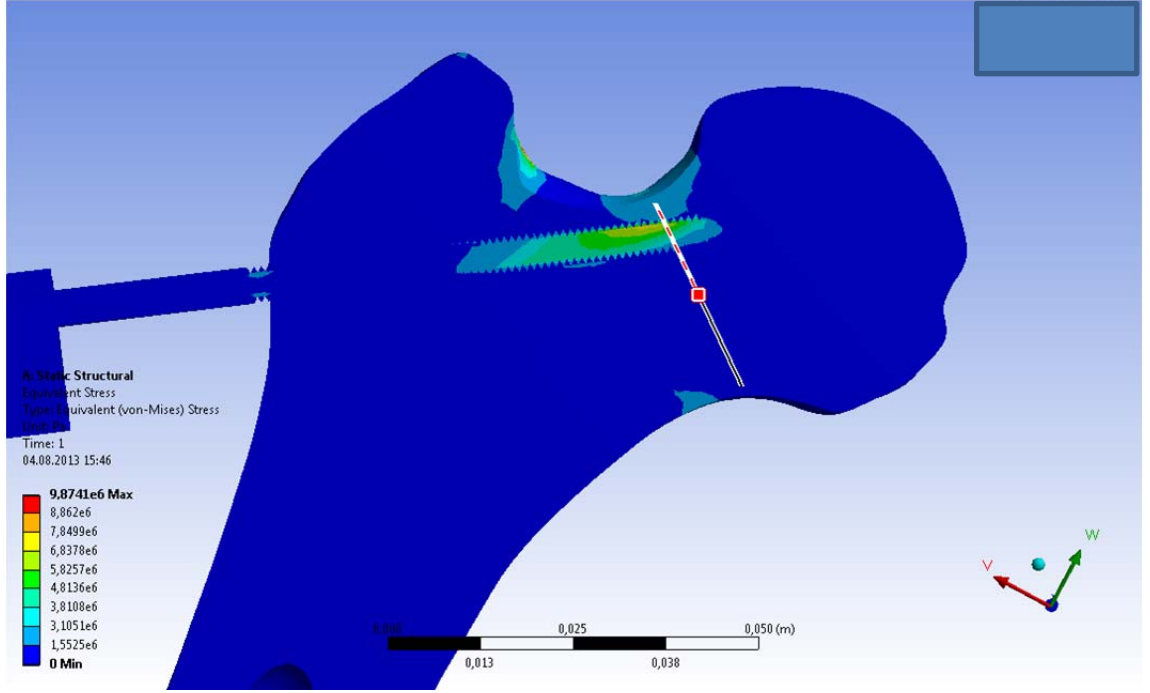
$\alpha = 100^\circ$ görselleri



Şekil 5.28. 100° 'de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin üstten görünüşü



Şekil 5.29. 100° 'de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin alttan görünüşü

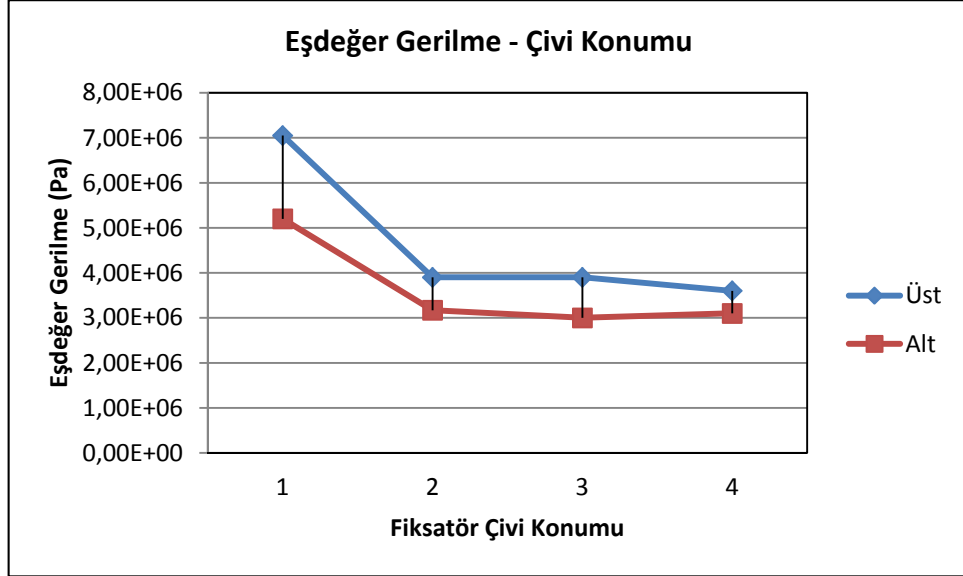


Şekil 5.30. 100° 'de σ_M (von-Mises) gerilmelerinin kesit görünüşü

Çizelge 5.1. Femur boynunun alt ve üst yüzeylerindeki σ_M değerleri.

Açı($^\circ$)	σ_M (MPa)	
Kırık-Fiksator	Boyun üst yüzeyinde	Boyun alt yüzeyinde
Çivisiz	7.05e6	5.20e6
110	3.90e6	3.17e6
105	3.90e6	3.00e6
100	3.60e6	3.10e6

Çizelge 5.2. σ_M değerleri – çivi konumu(1,2,3 ve 4; sırasıyla çivisiz femur ve 110, 105 ve 100° açılı fiksator uygulanmış durumları göstermektedir).



Bu uygulamalarda ortaya çıkan σ_M değerleri Çizelge 5.1’de verilmiştir. Görüntülerin tamamında ortaya çıkan femur boynunun alt yüzeyindeki çeki ve üst yüzeyindeki bası gerilmeleri, bu yükleme koşullarında, kırılmada etkin rol oynayan çatlak oluşumunu alt yüzeyde meydana geleceğini göstermektedir. Bu durumda, fiksator uygulamasında alt yüzeyde oluşan çeki gerilmelerinin en aza indirileceği çivi konumlamasının belirlenmesinin önemli olduğunu açıkça göstermektedir. Uygun konumun belirlenmemesi ya tedavi süresini uzatabilecek ya da tedaviyi(kırığın iyileşmesini) engelleyecektir. Ayrıca, konumlama ve femura gelen yükler birlikte düşünülüp, kırılma modları da iyi incelenerek, konumlamayla birlikte çivi sayısı üzerinde de değerlendirme yapılmalıdır. Üç farklı çivi konumu için elde edilen gerilmeler, femurun üstten, alttan ve boyuna kesiti üzerinden aşağıdaki resimlerde verilmiştir.

5.3. Sonuç

Şekil 5.1-5.30'un incelenmesi ve bunlardan elde edilen bulguların sayısal değerleriyle (Çizelge 5.1) grafik olarak verilen (Çizelge 5.2) sağlam ve fiksator uygulanmış kemikteki eşdeğer gerilme(σ_M) davranışı, fiksator uygulamasının kemikte oluşan gerilme değerlerini beklenildiği gibi azaltmaktadır. Ancak bu azalmanın mertebesinin uygulanan çivinin kemikteki konumlanmasına bağlı olacağı kaçınılmazdır. Çivi uygulama açısının kırık geometrisi ve kırılma yeri ile olan ilişkisinin tam olarak tespit edilebilmesi için optimizasyon yapılması gerekmektedir. Bu tez, fiksator modelleme ve bir uygulaması ile sınırlandırılmış olduğundan daha ileri aşamalar için ek çalışmalar yapılması planlanmaktadır.

KAYNAKLAR

- Aksoy, M., 1978. Femur Trokanterler Bölgesi Kırıkları ve Tedavi Sorunları. Uzmanlık Tezi, Ortopedi ve Travmatoloji, İstanbul.
- Ali, D.,2012. Dolgu Malzeme Özelliklerinin ve Yapıştırıcı Kalınlığının İndirek Yöntemle Dolgu Yapılmış Dişteki Gerilme Dağılımı Üzerine Etkisi. Yüksek Lisans Tezi. Fen Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.
- Bergmanna, G., Deuretzbacherb, G., Heller, M., Graichena, F., Rohlmanna, A., Straussb, J., Dudac, G.,N., 2001. Hip Contact Forces and Gait Patterns From Routine Activities. *Journal of Biomechanics*, 34, 859-871.
- Colton, C. L. , Fernandez Dell'Oca, A.F., Holz, U., Kellam, J. F., Ochsner, P. E., Kırık Tedavisinde AO Kuralları, Haluk Ağuş.İstanbul,Türkiye, 233-248, 441-454.
- El'Sheikh, H.,F.,MacDonald, B., J., Hashmi, M., S., J., 2003. Finite Element Simulation Of The Hip Joint During Stumbling: A Comparison Between Static and Dynamic Loading. *Journal of Materials Processing Technology*,143-144, 249-255.
- Filho, G.,C., Chueire, A., G.,Ignacio, H.,Amaral, A., R., C.,Catelan, G., M., Junior, M., A., T., C., 2005. External Fixation İn Femur Fractures İn Children. *Acta Ortopbras*, 13, 35-37.
- Finite Element Study
- Fixators: Tensioned Wires vs. Half-Pins. Gessmann et al. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 6, 1-61.
- Gessmann, J., Citak, M., Jettkant, B., Schildhauer, T.,A., and Seybold, D., 2011. The Influence Of a Weight-Bearing Platform On The Mechanical Behavior Of Two Ilizarov Ring
- Glatt, V., Evans, C.,H., and Matthys, R., 2012. Design Characterisation and *İn Vivo* Testing Of A New, Adjustable Stiffness, External Fixator For The Rat Femur. *European Cells and Materials* Vol.,23, 289-299.
- Goffin, J.,M., Pankaj, P., Simpson, A.,H., 2012. The Importance of Lag Screw Position for the Stabilization of Trochanteric Fractures with a Sliding Hip Screw: A Subject-Specific
- Haasa, N., P., Duda, G., N., 2001. Musculo-Skeletal Loading Conditions At The Hipduring Walking and Stair Climbing. *Journal of Biomechanics*, 34, 883-893.
- Heller, M., O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Urselenb, L., D., M., Claesb, P., L.,
- Helwig, P., Faust, G., Hindenlang, U., Hirschmüller, A., Konstantinidis, L., Bahrs, C., Südkamp, N., Schneider, R., 2009. Finite Element Analysis Of Four Different Implants Inserted İn Different Positions To Stabilize An İdealized Trochanteric Femoral Fracture. *Injury*, 40, 288-295.
- Hsu, J.,T., Changa, C.,H., Huangb, H.,L., Zobitz, M.,E., Chend, W.,P., Lai, K., A., Anc, A., N., 2007. The Number Of Screws, Bone Quality, and Friction Coefficient Affect Acetabular Cup Stability. *Scienc Direct Medical Engineering & Physics*, 29, 1089-1095.

- Isaac, D., Fernandez, H., Song, H., Y., Kim, T., Y., Shyam, A.,K., Lee, S.,H., Lee, J., C., 2008. Callus Patterns İn Femur Lengthening Using A Monolateral External Fixator. *Skeletal Radiol* (2008), 37, 329-334.
- Jiang, H., 2007. Static and Dynamic Mechanics Analysis on Artificial Hip Joints with Different Interface Designs by the Finite Element Method. *Science Direct Journal of Bionic Engineering*, 4, 123-131.
- Karunratanakula, K., Schrootenb, J., Oosterwycka, H.,V., 2010. Finite Element Modelling Of A Unilateral Fixator For Bone Reconstruction: Importance Of Contact Settings. *Medical Engineering & Physics*, 32, 461–467.
- Kaspar, K., Matziolis, G., Strube, P., Şentürk, U.,Dormann, S., Bail, H.,J., Duda, G., N., 2008. A New Animal Model for Bone Atrophic Nonunion: Fixation by External Fixator. Published online 11 June 2008 in Wiley InterScience, DOI 10.1002.
- M. Ali, A.,Saleh, M.,Eastell, R., Wigderowitz, C.A., Rigby, S.A.,Yang, L.,2006. Influence of Bone Quality on the Strength of Internal and External Fixation of Tibial Plateau Fractures. *Journal of Ortopedhic Research*, November 2006, DOI 10.1002.
- Mitousoudis A. S. , Magnissalis E. A., Kourkoulis S.K., 2010. A Biomechanical Analysis Of The Ilizarov External Fixator. *EPJ Web of Conferences*, 6, 21002.
- Özbek, F., 2007. Farklı Malzemelerle Dolgu Yapılmış Dış Modellerinde Yük Altında Gerilme Analizi. Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.
- Ramos, A., Simoes, J.,A., 2006. Tetrahedral Versus Hexahedral Finite Elements İn Numerical Modelling of The Proximal Femur. *Scienc Direct Medical Engineering & Physics*, 28, 916-924.
- Röntgen, V., Blakytyn, R., Matthys, R., Landauer, M., Wehner, T., Göckelmann, M., Jermendy, P., Amling, M., Schinke, T., Claes, L., Ignatius, A., 2010. Fracture Healing in Mice under Controlled Rigid and Flexible Conditions Using an Adjustable External Fixator. Published online 22 April 2010 in Wiley Online Library, DOI 10.1002
- Sarıdoğan, K., 2006. Eksternal Fiksator Dinamik Kalça Vidası ve Parsiyel Hemiartroplasti İle Tedavi Edilen İntertrokanterik Kırıkların Karşılaştırmalı Sonuçları. Uzmanlık Tezi, Ortopedi ve Travmatoloji, Edirne.
- Steck, R., Ueno, M., Gregory, L., Rijken, N.,Wullschleger, M., E.,Itoman, M., Schuetz, M., A., 2010. Influence of Internal Fixator Flexibility on Murine Fracture Healing as Characterized by Mechanical Testing and microCT Imaging. Published online 15 March 2011 in Wiley Online Library, DOI 10.1002
- Stern, R., Lübbecke, A., Suva, D., Miozzari H., Hoffmeyer, P., 2011. Prospective Randomised Study Comparing Screw Versus Helical Blade İn The Treatment Of Low-Energy Trochanteric Fractures. *International Orthopaedics (SICOT)*, 35, 1855–1861.
- Üçışık, A. K.,Üçok, İ.,Göksan, M. A., Başkır, O., Kokino, M., Femur Kemığının Mekanik Özellikler Yönünden İncelenmesi.112-118.
- Ünsalan, S., 2006. Eksternal Fiksator Schanz Vidalarında, Yorulma, Çekme-Çıkarma ve Sıkma-Çözülme Troklarının Analizi. Y. Lisans, Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya.

ÖZGEÇMİŞ

1984 yılında Erzurum'da doğdu. İlk ve orta öğretimini Erzurum'da tamamladı. 2009 yılında Atatürk Üniversitesi Kimya Mühendisliğini 2010 yılında ise Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliğini çift anadal yaparak bitirdi. 2010 yılında Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde Yüksek Lisans öğrenimine başladı.