

**GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİLİ KEMİĞİN SONLU  
ELEMENLAR ANALİZİ VE NORMAL KEMİKLE  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**FINITE ELEMENT ANALYSIS OF A DEVELOPMENTAL HIP  
DYSPLASIC BONE AND A NORMAL BONE COMPARISON**

**Burcu TANRIVERDİ**

**PROF. DR. Feza KORKUSUZ**

**Tez Danışmanı**

Hacettepe Üniversitesi  
Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin  
Biyomühendislik Anabilim Dalı için Öngördüğü  
YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak hazırlanmıştır.

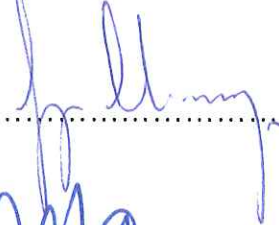
2017

Burcu TANRIVERDİ'nin hazırladığı "GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİLİ KEMİĞİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ VE NORMAL KEMİKLE KARŞILAŞTIRILMASI" adlı bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından BİYOMÜHENDİSLİK ANABİLİM DALI'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

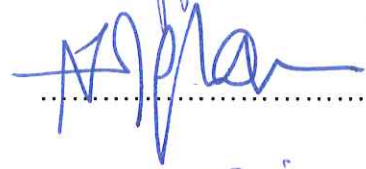
Prof. Dr. İbrahim VARGEL  
Başkan



Prof. Dr. Feza KORKUSUZ  
Danışman



Prof. Dr. Necdet SAĞLAM  
Üye



Doç. Dr. Senih GÜRSES  
Üye



Doç. Dr. Ergin TÖNÜK  
Üye



Bu tez Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak onaylanmıştır.

Prof. Dr. Menemşe GÜMÜŞDERELİOĞLU

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## YAYINLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanması zorunlu metinlerin yazılı izin alarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

- Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.**

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, tezinin arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir.)

- Tezimin/Raporumun 5/1/2018 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç Kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.**

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı ve ya tamamının fotokopisi alınabilir)

- Tezimin/Raporumun ..... tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum, ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.**

- Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi**

...../...../.....

  
(İmza)

Öğrencinin Adı Soyadı

Buru Tanrıverdi

## ETİK

Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada,

- tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- kullanılan verilerde herhangi bir bölümünü bu üniversitede veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

22/06/2017

BURCU TANRIVERDİ

## ÖZET

# GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİLİ KEMİĞİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ VE NORMAL KEMİKLE KARŞILAŞTIRILMASI

**Burcu TANRIVERDİ**

**Yüksek Lisans, Biyomühendislik Bölümü**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Feza KORKUSUZ**

**Temmuz 2017, 99 sayfa**

Gelişimsel Kalça Displazisi(GKD) hastalarının taranmış bilgisayarlı tomografileri(BT) üzerinden elde edilen DICOM verilerinin gerçek anatomiye uygun ve hastaya özel bir şekilde 3 boyutlu kalça eklemi femur kemiklerinin modellemesi bilgisayar ortamında yapılmıştır. Bu modelleme farklı yaş, cinsiyet ve kemik mineral yoğunluğunda olan bir hasta ve bir normal birey için şu iki farklı yazılım; Mimics Materialise ve MATLAB programları kullanılarak farklı iki şekilde yapılmıştır. Kemik modellerinin von-Misses gerilmeleri, belirli bir yükleme altında, ABAQUS Sonlu Elemanlar Analizi(SEA) programı kullanılarak, sonlu elemanlar analizi yöntemi ile hesaplanmıştır. Kısa köklü kalça protezi CATIA V5 programı kullanılarak üç boyutlu modellenmiştir. Bu protez, daha önce modellenmesi yapılmış femur kemiğine, bilgisayar ortamında Total Kalça Artroplastisi(TKA) yöntemine uygun olarak yerleştirilmiştir. Sonuçta, kısa köklü kalça protezinin kemikte oluşturacağı farklı gerilme değerleri ABAQUS SEA programı kullanılarak hesaplanmıştır. İki ayrı yardımcı programdan elde edilen modeller için yapılan bu statik analiz sonuçları karşılaştırılmıştır. Ayrıca, modelleme öncesi kullanılan DICOM verilerinin çözünürlük, yakınlaştırma, dilim aralığı ve sayısı değerlendirilerek, bu parametrenin elde edilen model kalitesine etkisi araştırılmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Gelişimsel Kalça Displazisi, Kemik, Femur, Kısa Köklü Kalça Protezi, Tasarım, Sayısal Analiz, von-Misses, Gerilme, Çözünürlük, MATLAB, Mimics, CATIA V5, ABAQUS SEA Programı.

## **ABSTRACT**

### **FINITE ELEMENT ANALYSIS OF A DEVELOPMENTAL HIP DYSPLASIC BONE AND A NORMAL BONE COMPARISON**

**Burcu TANRIVERDİ**

**Master of Science, Department of Bioengineering**

**Advisor: Prof. Dr. Feza KORKUSUZ**

**July 2017, 99 pages**

DICOM data obtained from scanned computerized tomography(CT) of patients with Developmental Hip Dysplasia (DDH) were modeled as a 3-dimensional hip joint's pelvis and femur bones in a patient-specific manner appropriate for true anatomy. This modelling has done with one patient and one healthy individual who have different age, sex, and bone mineral density by using two different software; Mimics Materialise and MATLAB. Von- Mises stresses were calculated by using finite element analysis method in ABAQUS Finite Element Analysis(FEA) software under specific loads on bone models. Short stemmed hip prosthesis are modeled in CATIA V5. This prosthesis was embedded to previously modeled femur according to Total Hip Arthroplasty(THA) operation. Finally, the different stress values of the prosthesis is calculated using ABAQUS FEA software. Also, the resolution of DICOM data used before modeling was evaluated and the effect of resolution, zoom, distances between slices and numbers of slices on the obtained model quality was investigated.

**Keywords:** Developmental Hip Dysplasia, DDH, Bone, Femur, Short-Stemmed Hip Prosthesis, Design, Numerical Analysis, von-Mises, Stress, Resolution, MATLAB, Mimics, CATIA V5, ABAQUS SEA PROGRAM.

## TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında değerli katkı ve eleőtirileriyle yol gosteren, beni her zaman çalışmaya teővik eden danışmanım Sayın Prof. Dr. Feza Korkusuz' a, önemli yorum ve değerlendirmeleriyle çalıőmama katkı sağlayan juri üyeleri Sayın Prof. Dr. İbrahim Vargel' e, Sayın Prof. Dr. Necdet Sağlam' a, Sayın Doç. Dr. Senih Gürses' e, Sayın Doç. Dr. Ergin Tönük' e çalışmamın her aşamasında manevi olarak yanımda olan ve bana güven veren niőanlım Dr. Burak Gözlüklü' ye, hayatım boyunca her konuda bana destek olan annem Gülnur Polat' a, sevgisiyle bana moral depolayan kardeőim Cansın Tanrıverdi' ye ve tez çalışmam sırasında sabırla yürüyüőe çıkmayı bekleyen emektar köpeğim Köpük' e içtenlikle teşekkür ederim.

Burcu Tanrıverdi

# İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	ii
TEŞEKKÜR .....	iii
İÇİNDEKİLER .....	iv
ŞEKİLLER .....	vi
TABLolar .....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	x
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER .....</b>	<b>4</b>
<b>3. YÖNTEM .....</b>	<b>19</b>
<b>4. MIMICS İLE KEMİK MODELLEME .....</b>	<b>24</b>
4.1. SEGMENTASYON .....	24
4.2. AĞ ATMA İLE BİRLEŞTİRME .....	25
4.3. MALZEME ATAMA .....	26
4.4. MODELİN ABAQUS SEA PROGRAMINA GÖMÜLMESİ .....	28
<b>5. MATLAB İLE KEMİK MODELLEME .....</b>	<b>30</b>
5.1. MATLAB İLE MODELLEME .....	30
5.2. MIMICS YERİNE MATLAB KULLANIMI .....	33
5.3. MATLAB İLE BT' DEN 3 BOYUTLU KEMİK MODELLEMESİ .....	34
5.3.1. SEGMENTASYON DENEMESİ: SAĞLIKLI C .....	34
5.3.2. NOKTA BULUTU OLUŞTURMA .....	39
5.3.3. 3 BOYUTLU MODELİ YARATMA .....	40
5.4. MATLAB- MIMICS MODEL KARŞILAŞTIRILMASI .....	41
<b>6. GERÇEK HASTA KEMİKLERİNİN MODELLEMESİ .....</b>	<b>42</b>
6.1. SAĞLIKLI A .....	42
6.2. GELİŞİMSEL KALÇA DİPLAZİLİ HASTA A .....	52
6.3. SAĞLIKLI B .....	57
6.4. SAĞLIKLI C .....	59
6.5. SAĞLIKLI D .....	61
6.6. SAĞLIKLI E .....	63
6.7. GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİLİ HASTA B .....	64
6.8. BT GÖRÜNTÜLERİNİN ÖZELLİKLERİ .....	65



<b>7. KISA KÖKLÜ KALÇA PROTEZİ MODELLEME</b> .....	66
7.1. KISA KÖKLÜ KALÇA PROTEZ MODELİ .....	66
7.2. PROTEZİN BOYUTSAL UYGUNLUĞUNUN SAĞLANMASI .....	68
7.3. PROTEZİN KEMİĞE YERLEŞİMİ .....	69
7.4. GELECEK ÇALIŞMALAR.....	71
<b>8. LİMİTASYONLAR</b> .....	71
<b>9. SONUÇ VE TARTIŞMA</b> .....	72
<b>KAYNAKLAR</b> .....	79
<b>EKLER</b> .....	83
<b>ÖZGEÇMİŞ</b> .....	85

## ŞEKİLLER

Şekil 1.Gelişimsel kalça displazisi hastası ultrasonografisi ( Referans' tan alınmıştır) 5	5
Şekil 2.TKA Operasyonu Aşamaları (Referans'tan alınmıştır) .....	6
Şekil 3.Kalça Eklemine TKA operasyonu yerleştirilmiş temsili bir protez ve bölümleri (Referans'tan alınmıştır) .....	6
Şekil 4.Protez Tarihindeki bazı protez örnekleri (Referans'tan alınmıştır) .....	7
Şekil 5.TKA ile yerleştirilmiş bazı mini hip protez örnekleri (Referans alınmıştır) .....	8
Şekil 6.Bazı Mini Hip Protez Tasarımları (Referans alınmıştır).....	8
Şekil 7.Proksimal Femur Başı Yükleme ve Sınır Şartları, Voo ve diğerleri, 2014 ....	12
Şekil 8.BT' den 3d model ve FEM Analizi Akış Şeması N. Trabelsi ve diğerleri, 2011 .....	14
Şekil 9.Deforme Femur Deney Düzeneği ve FEM analizi N. Trabelsi ve diğerleri, 2011.....	14
Şekil 10.BT Bazlı 3 boyutlu Medikal Modelleme, Osama ve diğerleri, 2014 .....	16
Şekil 11.Mimics programında protez ile kemiğin birleştirilmesi, Osama ve diğerleri, 2014.....	16
Şekil 12.Protezli Femur Kemiği Montajının SEA çalışmaları, Osama Abdelaal et al, 2014.....	17
Şekil 13.Kemik ve Protez Montajı, Signh ve Harsha, 2016.....	18
Şekil 14.Kemik ve Protez Yükleme ve Sınır Şartları, Signh ve Harsha, 2016.....	18
Şekil 15.Femur Yapısı, Fratzl ve Weinkamer, 2007.....	19
Şekil 16.Femur Hiyerarşik Yapısı, Fratzl ve Weinkamer, 2007 .....	20
Şekil 17.Şekil Bağımlı Kemik Karakterizasyonu, Fratzl ve Weinkamer, 2007 .....	21
Şekil 18.Segmentasyonu tamamlanmış Femur Kemiği .....	24
Şekil 19.Tüm Yüzeyine Ağ Atılmış Femur Kemiği Modeli Detayı.....	25
Şekil 20.Ağ Atılmış Tüm Femur Modeli.....	25
Şekil 21.Malzeme Atama Süreci Mimics Görüntüsü .....	26
Şekil 22.Bölüm 4 Çalışma Prensibi.....	27
Şekil 23.Ağ Atılmış Modelin Koronal Kesit Görüntüsü .....	28
Şekil 24.Hacimsel Malzeme Dağılım Görüntüsü.....	28
Şekil 25.Sınır Şartları .....	29
Şekil 26.Yük Dağılımı .....	29
Şekil 27.Kalça Kemiği BT Görüntüsü.....	31
Şekil 28.BT Görüntüsünden Pikseller .....	31
Şekil 29.Olası Piksel Renkleri ve HU Değerleri .....	31
Şekil 30.Nokta Bulutu .....	32
Şekil 31.Nokta Bulutundan Elde Edilen Yüzey ve Hacim, (Referans'tan alınmıştır) .	32
Şekil 32.3 Boyutlu Model, (Referans'tan alınmıştır).....	33
Şekil 33.Sağlıklı C Histogram .....	34
Şekil 34.Sağlıklı C Histogram Detay .....	35
Şekil 35.Sağlıklı C Orjinal BT.....	35
Şekil 36.Sağlıklı C Yumuşak Dokudan Az Temizlenmiş(<700) BT .....	36
Şekil 37.Sağlıklı C Yumuşak Dokudan Çok Temizlenmiş(<1000) BT .....	36
Şekil 38.Sağlıklı C Yumuşak Dokudan Temizlenmiş(<1200) BT .....	37
Şekil 39.Sağlıklı C Yumuşak Dokudan Temizlenmiş(<1250) BT .....	37

Şekil 40.Sağlıklı C Yumuşak Dokudan Temizlenmiş(<1550) BT .....	38
Şekil 41.Sağlıklı C Nokta Bulutu<1200) BT .....	39
Şekil 42.Sağlıklı C Nokta Bulutu (<1550) BT .....	40
Şekil 43.MATLAB- MIMICS Karşılaştırılması .....	41
Şekil 44.Eşiklenmiş MATLAB- MIMICS Karşılaştırılması.....	41
Şekil 45.Sağlıklı A Sağ ve Sol Kemik- Orjinal Modelleri .....	42
Şekil 46.Sağlıklı A Sağ Kemik- Orjinal Model .....	43
Şekil 47.Sağlıklı A Sağ Kemik- Maskelenmiş Orjinal Model .....	43
Şekil 48.Sağlıklı A Sağ Kemik- Segmentasyonu .....	44
Şekil 49.Sağlıklı A Sağ Kemik- 3 Matic ile Temizlenmemiş Model .....	44
Şekil 50.Sağlıklı A Sağ Kemik- 3 Matic ile Temizlenmiş Model .....	45
Şekil 51.Sağlıklı A Sağ Kemik- 3 Matic ile Modele Ağ Atılması .....	46
Şekil 52.Malzeme Tanımlanma İşlemi Sağlıklı A Sağ Femur Kemik Model.....	46
Şekil 53.Sağlıklı A Sağ Femur kemiği için örnek bir Mimics Histogramı .....	47
Şekil 54.Malzeme Tanımlanması Yapılmış Sağlıklı A Sağ Femur Kemik Model .....	47
Şekil 55.Sağlıklı Birey A Sağ ve Sol Kemik- Mimics Malzeme Atanmış Modeller .....	48
Şekil 56.Sağlıklı A Sağ Femur Kemik için Sınır Şartları ve Yükleme .....	48
Şekil 57.Sağlıklı A Sağ ve Sol Femur Kemiği Model Geometrileri .....	49
Şekil 58.Sağlıklı A Sağ ve Sol Femur Kemiği Ölçüleri .....	49
Şekil 59.Sağlıklı A Sağ Femur için von-Misses Sonuçları.....	50
Şekil 60.Sağlıklı A Sağ Femur için von-Misses Sonuç Detayları .....	50
Şekil 61.Sağlıklı A Sol Femur için von-Misses Sonuçları.....	51
Şekil 62.Sağlıklı A Sol Femur için von-Misses Sonuç Detayları .....	51
Şekil 63.GKD' li Hasta A Sağ ve Sol Kemik- Orjinal Modelleri.....	52
Şekil 64.GKD' li Hasta A Sol Normal Femur Modeli Temizlenme Süreci.....	53
Şekil 65.GKD' li Hasta A Sağ ve Sol Femur Kemiği Modelleri .....	53
Şekil 66.GKD' li Hasta A Femur-Pelvis Eklemleri .....	54
Şekil 67.GKD' li Hasta A Sol Normal Femur Malzeme Atanmış Modeli.....	54
Şekil 68.GKD' li Hasta A Sağ GKD' li Femur Kemiği Modeli için Sınır Şartları ve Yükleme.....	55
Şekil 69.GKD' li Hasta A Sol Normal Femur Kemiği Modeli için Sınır Şartları ve Yükleme.....	55
Şekil 70.GKD' li Hasta A Sağ Kalça Displazili Femur için von-Misses Değerleri .....	56
Şekil 71.GKD' li Hasta A Sol Kalça Normal Femur için von-Misses Değerleri .....	56
Şekil 72.Sağlıklı B Sağ ve Sol Femur Kemik Görüntüleri .....	57
Şekil 73.Sağlıklı Birey B Sol Kalça Femur Kemiği Orjinal Model .....	58
Şekil 74.Sağlıklı Birey B Sol Kalça Femur Temizlenmiş Model .....	58
Şekil 75.Sağlıklı C Sol Kalça Femuru Orjinal Model .....	59
Şekil 76.Sağlıklı C Sol Kalça Femuru Temizlenmiş Model .....	60
Şekil 77.Sağlıklı C Sol Kalça Femuru Yırtık Modeli Hatası .....	60
Şekil 78.Sağlıklı D Sol Kalça Femuru Temizlenmiş Model .....	61
Şekil 79.Sağlıklı D Sol Kalça Femuru Yırtık Model.....	62
Şekil 80.Sağlıklı D Sol Kalça Femur Başı Detay Görüntüsü .....	62
Şekil 81.Sağlıklı E Sağ Kalça Femur Görüntüsü .....	63
Şekil 82.Sağlıklı E Sağ Kalça Femuru Eşikleme İşlemi Çıktısı .....	63
Şekil 83.GKD' li Hasta B' nin BT Görüntülerinin Mimics' e Çağırılması Hatası .....	64
Şekil 84.Bölüm 7 Çalışma Prensipleri.....	66

Şekil 85.Kalça Protez Modeli 1 .....	67
Şekil 86.Kalça Protez Modeli 2 .....	67
Şekil 87.Kalça Protez Modeli 1 Kemiğe Ölçüsel Uyumsuzluğu .....	68
Şekil 88.Kalça Protez Modeli 1 Boyutsal Uygunluğu Sağlanan Model .....	68
Şekil 89.Kalça Protezi ve Femur Kemiği Montaj Öncesi Görüntüsü .....	69
Şekil 90.Kalça Kemiğinin Kesilmesi .....	70
Şekil 91.Kemik ve Protez Montajı .....	70
Şekil 92.43 Segmentli Kemik Modeli von-Misses Gerilmeleri .....	74
Şekil 93.Malzeme Segment Adedi von-Misses Gerilme Grafiği.....	74
Şekil 94.Von-Misses Gerilme Grafiği .....	77

## TABLULAR

Tablo 1. Özetlenmiş Bir Femur Malzeme Tablosu, Shefelbine ve diğerleri, 2011.....	20
Tablo 2. BT Görüntü Özellikleri.....	65
Tablo 3. Malzeme Segment Adedine Bağlı Von- Misses Gerilme Değerleri Tablosu	73
Tablo 4. Von-Misses Gerilme Değerleri .....	76

## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

$E$	Elastik Modül
$\rho$	Yoğunluk
HU	Hounsfield Birimi
$CT_w$	Sudaki HU
$CT_a$	Havadaki HU

### Kısaltmalar

GKD	Gelişimsel Kalça Displazisi
DDH	Developmental Dysplasia of Hip
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CT	Computed Tomography
MRI	Magnetic Resonance Imaging
TKA	Toplam Kalça Artroplastisi
THA	Total Hip Arthroplasty
DXA	Dual X-Ray Absorbtiometry
KMY	Kemik Mineral Yoğunluğu
BMD	Bone Mineral Density
SEM	Scanning Electron Microscope
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
FEA	Finite Element Analysis

# 1. GİRİŞ

Organik ve inorganik maddelerin karışımından oluşan kemik, eşyönsüz ve homojen olmayan özellikte kabul edilmektedir. Kemik içerisindeki kollojen ile hem elastiklik, hem de sağlamlık özelliği gösterir. Kollojen, bağ dokusunun temel protein bileşeni olarak tanımlanmaktadır.[1] Kemiğin çeşitli yüklere maruz kaldığı ve bu yükler karşısında sağlıklı bir doku olarak güçlendiği ve şekillendiği bilinmektedir. İnsan vücudundaki kemiklerin her yerde aynı yapıyı göstermediği, farklı iç veya dış yüklere maruz kaldıklarında değişim gösterdiği ve güncellendiği birçok gerçek örnekte karşımıza çıkmaktadır. Örneğin, bir tenisçinin raketini tuttuğu kolu içindeki kemik kitlesinin, tüm yaşamı boyunca, %5-10 arttığı saptanmıştır.[1]

Kemik dokusunun %70'i kalsiyum, fosfat ve kollojenden, kalan % 30'u sudan oluşur. Kişi, yaşamı boyunca yaşlandıkça kemik mineral yoğunluğu azalmakta ve bu durum kemiğin iç veya dış etkilere karşı dayanımını azaltmaktadır.

Viskoelastik ve eşyönsüz bir yapıya sahip olan kemik, kortikal ve trabeküler kemik olmak üzere iki farklı temelden oluşmaktadır. Bu yapılara ek olarak tendon, ligaman ve kıkırdak yapıları mevcuttur. Viskoelastisite, visko ve elastisite kelimelerinin birleşiminden oluşup, akışkan ve elastik özelliklerin beraber zamana bağlı deformasyonudur.[1] Elastik (Young) Modülü, iç veya dış ortamdan gelen yük ile deformasyon arasındaki oranı gösteren grafiğin, elastik deformasyon olan aşamasında alınan bir orandır. Sertlik ise, bu eğride alınan yük ve deformasyon oranı olup, bu oran ne kadar büyükse, sertlik o kadar fazladır.[1]

Kortikal kemik, sert ancak trabeküler kemiğe oranla daha kırılımandır. Trabeküler kemik ise, daha süngerimsi bir yapıdadır. In vitro şartlar altında, standart bir yükleme durumu için, kortikal kemik uygulanan yükün % 2 'sinde deformasyona uğrarken, trabeküler kemik % 75'i oranında deformasyona uğrar.[1]

Sonlu elemanlar analizi, birçok alandaki problemlerin çözümünde kullanıldığı gibi, biyomekanik içindeki birçok alanda da kullanılmaktadır. Örneğin, eklem problemlerinin çözümünde kullanılmaktadır. Karmaşık geometrideki modellerde, koşullara göre boyutlar değişerek, sonlu elemanlar analizi ile bu karmaşık durum çözümlenebilir. Bu yöntem için önemli olan bazı kriterler geometri, malzeme ve yükleme koşullarıdır.

Sonlu elemanlar yönteminde model ya da eleman için yer değiştirme fonksiyonların seçimi, düğüm noktası sayısının belirlenmesi, geometrik modelin oluşturulması, malzemenin modelde tanımlanması, kuvvete ve yer değiştirmeye bağlı sınır şartlarının belirlenmesi gibi aşamaların tümü çok önemlidir.[1] Modelin güncellenmesi, sonlu elemanlar yönetimi ile yapılan analizin de güncelleme sonrası yenilenmesini gerektirir. Biyomekanik açıdan karmaşık yapılar, genel amaçlı ya da modele özel olarak sonlu elemanlar paket programları yardımıyla analiz edilmektedir. Yapılacak analizlerin klinik araştırma ve tanı-tedavi aşamalarında kullanılması hedeflenmektedir. Bu süreçte biyomekanik alanda, hasta esaslı modeller ile yapılacak analizler, yapılan analizin güvenilirliği ve geliştirilebilirliğine katkı

sağlamaktadır. Kemik-protez gibi birbirinden farklı iki malzemenin etkileşimi ve bu etkileşimin klinik olarak ta kabulü, bu ortamın bilgisayar ortamındaki benzer modelinde taklit edilerek ve bu modele sonlu elemanlar analizi yapılarak klinik ortam dışında gözlemlenebilir. Bu yöntem ile analitik çözümü zor bazı klinik ortam problemleri, sonlu eleman modelleriyle sayısal analiz ile bilgisayar ortamında çözümlenebilir. Sonlu elemanlar yönteminden, sağlıklı çözümler elde etmek için, modelin kaç boyutlu olacağına kararının verilmesi, kullanılacak elemanların seçiminin yapılması, modelin bu elemanlar ile uyumunun olması ve elemanların geometrik yapılarına bağlı bütünlüğü, kullanılacak bünye denklemi ve bu denkleme ait katsayıların doğru belirlenmesi gibi koşullara bağlıdır. Bu çalışmada, kemik eşyönlü ve homojen olmayan özellikte kabul edilmiştir.

Bu çalışmanın hipotezleri şunlardır;

- Normal ve GKD hastalarının BT ve MRI görüntülerinden elde edilen 3 boyutlu katı modelleri için SEA çalışması yapılabilir.
- Medikal modellemede kullanılan iki farklı yazılım, Matlab ve Mimics programları sonuçta elde edilen modelin kalitesi açısından güvenilirdir.

Çalışmanın araştırma soruları ise şunlardır;

- Normal ve GKD hastalarının BT ve MRI görüntülerinden elde edilen 3 boyutlu katı modeller için SEA çalışması yapılabilir mi?
- Medikal modelleme çalışması yapmak için Matlab ve Mimics programları kullanmak elde edilen modelin kalitesi açısından güvenilir midir?

Bu tez çalışması, dört ayrı bölümden oluşmaktadır;

İlk bölümde (*Bölüm 4*), kemik içindeki malzeme dağılımının kemiğin elastik modülüne etkisi incelenmiştir. Bu kapsamda Mimics veri tabanındaki hazır femur kemiği BT görüntülerinden 3 boyutlu bir model elde edilmiştir. Daha sonra bu model içindeki malzemelerin kemik içindeki yoğunlukları ya da malzeme segmentlerinin sayısı artırılarak değiştirilmiştir. Farklı malzeme segment adetlerine sahip farklı femur modellerinin sonlu elemanlar analizi methodu ile doğrusal analizi yapılmış ve kemikte oluşan von-Misses gerilme değerleri hesaplanmıştır.

İkinci bölümde (*Bölüm 5*), Mimics programının lisanslı kullanım zorluğu sebebiyle, alternatif bir yöntem geliştirilmiştir. Bu kapsamda, medikal modelleme için kullanılan Mimics programının ticari açıdan pahalılığı ve erişim zorluğu göz önüne alındığında, alternatif olarak bir program ile aynı modellemenin gerçekleştirilebilirliği gözden geçirilmiştir. Matlab programının aynı konudaki model kalitesi ve güvenilirliği araştırılmıştır. İlk bölümde üzerinde çalışılan Mimics veri tabanındaki hazır femur kemiğinin BT görüntülerinden, görüntü işleme yöntemiyle 3 boyutlu bir model oluşturulmuştur.

Üçüncü bölümde (*Bölüm 6*), Hacettepe Üniversite'si Tıp Fakültesi Spor Hekimliği Ana Bilim Dalı hastalarının gerçek BT' leri üzerinden bir kalça displazili hasta, bir de kalça displazisi olmayan sağlıklı birey için sağ ve sol femur kemiğinin 3 boyutlu kemik modelleri bilgisayar ortamında oluşturulmuştur. Her model için, sonlu elemanlar



analizi yöntemi ile lineer analizleri gerçekleştirilmiştir ve kemikte oluşan von-Misses gerilme değerleri hesaplanmıştır.

Dördüncü bölümde (*Bölüm 7*), ilk olarak Catia V5 programı ile kısa köklü kalça protezi 3 boyutlu olarak modellenmiştir. Sonrasında, kısa köklü kalça protezi ile üçüncü bölümde oluşturulan gerçek sağlıklı bireyin femur kemiğinin modeli birleştirilerek, montajı oluşturulmuştur. Sonlu elemanlar analizi yöntemiyle, montajda oluşan von-Misses gerilme değerleri hesaplanması planlanmıştır. Ancak montaj içindeki protez ile kemik modellerinin çakıştığı ağ hücrelerinin temizlenmesi ve kısıtlamaların tanımlanması aşamasında bazı sorunlarla karşılaşmıştır. Bu durum, bu bölümdeki çalışma, gelecek dönem çalışmaları için de detaylandırılacaktır.

Bu çalışmada, daha önce yapılmamış bir GKD hastasının BT görüntüleri yardımıyla bilgisayar ortamında femur kemiği modeli oluşturulmuş ve bu kemiğin SEA yöntemi ile lineer analizleri yapılmıştır. Medikal modellemede, iki farklı yazılım kullanılabileceği uygulamalar ile gösterilmiştir. Son olarak, uzun vadede tamamlanacağı düşünülen kısa köklü kalça protezi modeli ile TKA operasyonunun bilgisayar ortamında yapılabileceği düşünülmüştür. Öncelikle, bu protezin bilgisayar ortamında modellenmesi ve kemik içine yerleştirilmesi işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın devamında ise, söz konusu montajın boyutsal uyumluluğu sağlanmıştır. SEA analizlerinin gerçekleştirilmesi ve modelin analizler yardımıyla optimizasyonu ise, gelecek çalışmalar olarak planlanmıştır. Çalışmanın bu bölümü ile kısa köklü kalça protezi ile TKA operasyonunu klinikte uygulanmasına bilgisayar ortamında yapılan bu çalışma ile bir giriş yapılmıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

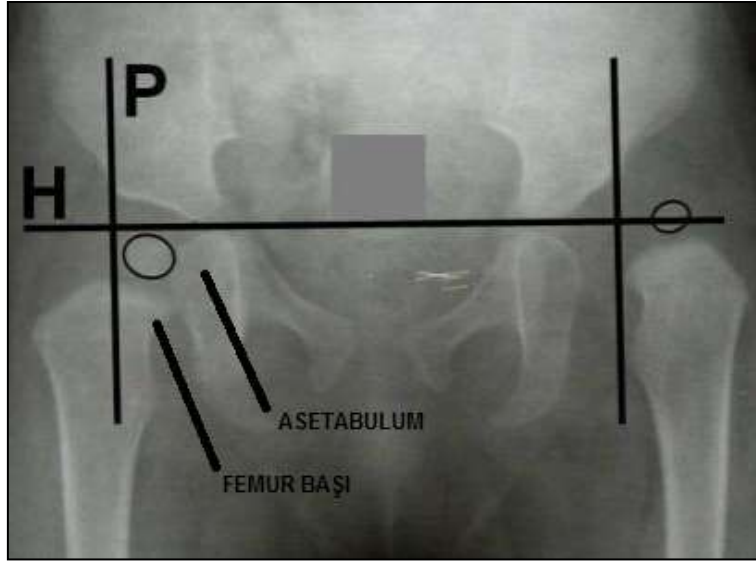
Gelişimsel Kalça Displazisi (GKD) hastalığında, Şekil 1'de görüldüğü gibi kalçayı oluşturan kemiklerin başlangıçta sorunsuz olmalarına karşın, çeşitli nedenlerle sonradan yapısal deformasyonlar göstermesidir.[1,2] Halk arasında doğuştan kalça çıkığı olarak bilinen GKD, doğuştan olabildiği gibi sonradan da meydana gelebilir. Bu sebeple rahatsızlığın günümüzdeki adı gelişimsel kalça displazisi olarak adlandırılmaktadır.[1] Kalça çıkığı, femur ya da uyluk kemiğinin baş kısmının, pelvis ya da kalça kemiği üzerinde oturduğu kısım olan asetabulumun Şekil 1' de gösterildiği gibi dışına denk gelmesi, dışına taşması ya da tam oturmaması durumu olarak tanımlanır.[1,2]

Dünya'da yapılan çalışmalarda GKD görülme sıklığı, coğrafya ile farklılık göstermektedir ve Dünya çapında her 1000 kişiden 1-3 kişide bu rahatsızlığa rastlanmaktadır.[1] Ülkemizdeki görülme sıklığı % 1-2 olarak bilinmekte, kızlarda erkeklere göre 4 kat daha fazla görülmektedir.[1] Ayrıca sağ- sol kalçada görülme durumuna bakıldığında, sol kalça % 60, sağ kalça % 20 ve iki kalça aynı anda % 20 oranında etkilenmektedir.[1]

Yeni doğan için, kundaklama yapmak, yeni doğanı ayaklarından tutarak baş aşağıya sarkıtmak ya da çok sıkı giydirilmesi gibi bazı kültürel alışkanlıklar, yeni doğanda GKD görülme sıklığını arttırmakta olduğu tespit edilmiştir. Her 1000 adet canlı doğumda, yaklaşık 15 adet GKD vakası olduğu öngörülmüştür.[1]

Bialik ve diğerlerinin 1999 yılında yaptıkları bir araştırmada, tedavi olmazsa GKD görülme riski yüksek yeni doğanlara ardışık ultrasonik ve klinik muayene ile geliştirilen bir algoritma denenmiştir.[3] 2-6 hafta sonunda, tedavi başarılı olmuştur.[3] Bu çalışma kapsamına, GKD görülme sıklığı fazla olmasına rağmen, yeni doğan için BT elde edilmesi zorluğu göz önüne alınarak, yeni doğan verileri dahil edilmemiştir. Ancak, 3 boyutlu morfoloji tayini için yapılan bu tip farklı tanı-tedavi yöntemlerinin olduğu bilgisi edinilmiştir.

Steffen Jacobsen'in 2006 yılındaki tez çalışmasında, GKD ve kemik erimesinin cinsiyet, yaş ve meslek gibi parametrelere göre yaygınlığının belirlenmesi amaçlanmıştır.[4] GKD'nın sigara, obezite, ağır kaldırma ya da çalışma koşulları ile herhangi bir bağlantısı bulunamamıştır.[4] Bu çalışmada asetabulum ve femur başı arasındaki sıkışmalar da incelenmiştir, dönüş sırasında sıkışmalar oluştuğu tespit edilmiştir. Bunun yanı sıra, premature kalçalar üzerindeki bazı klinik çalışmalar sırasında ise bir takım zorluklarla karşılaşılmıştır. Bu zorluklardan bazıları, kalça eklemine morfolojisinin, cinsiyet ve yaş gibi parametrelerle ilişkisinin iyi bilinmemesi, displazili anatomisine sahip kemik için 3 boyutlu morfolojik durum bulma zorluğudur.[4] Premature kalçalardaki çalışma zorlukları dikkate alınarak, bu çalışma kapsamında BT görüntüleri elde edilerek üzerinde çalışılacak GKD'li hastanın yaşının belirlenmiştir. Ayrıca GKD'li bireyde, kemik anatomisinin sağlıklı bireye göre farklılığı ve zorluğu hakkında bilgi sağlamıştır.

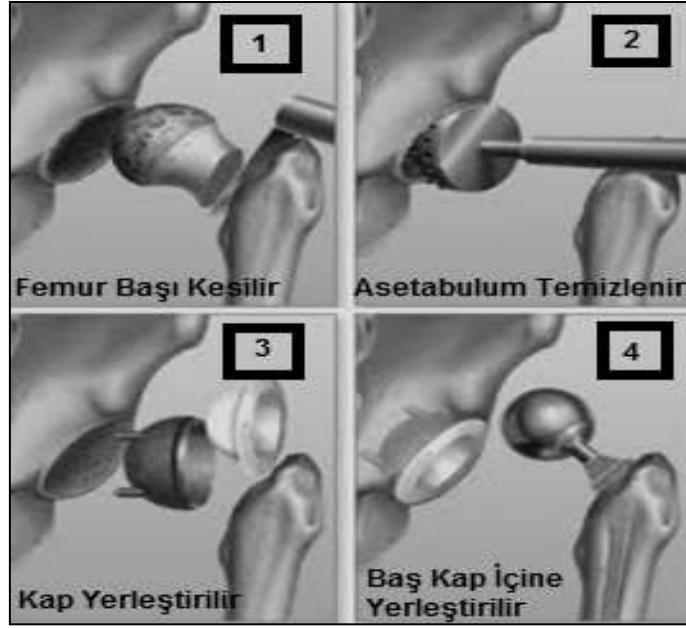


Şekil 1. Gelişimsel kalça displazisi hastası ultrasonografisi ( Referans' tan alınmıştır)

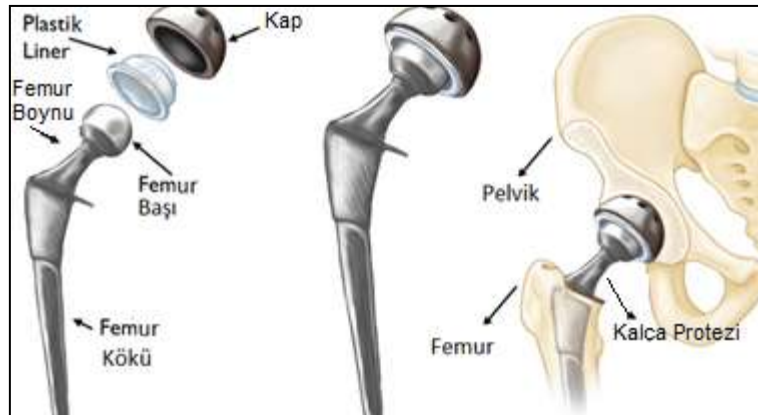
Her hastalıkta olduğu gibi, GKD de için de erken tanı ve tedavi önem arz etmektedir. Kalça displazisi hastalığı uygun tedavi edilmediğinde, erişkin hastalarda kalça eklem iltihaplanması ile sonuçlanır ve bu durum çoğunlukla toplam kalça artroplastisi (TKA) operasyonu ile tedavisi ile sonuçlanmaktadır.[2]

Türkiye' de yılda yaklaşık 3000 adet TKA ameliyatı yapıldığı ve bu sürecin yıllık maliyetinin yaklaşık 15 milyon TL olduğu bilinmektedir.[2]

Bir TKA ameliyatı, Şekil 2' de gösterildiği gibi aşamalardan meydana gelir. Kabaca femur başı kesilir, asetabular bölgesi temizlenir, temizlenen asetabular bölgeye kap yerleştirilir ve son olarak baş kısmı kap içine gelecek şekilde protez kemik içine yerleştirilir.[1] GKD' li bir hastada, anatomi, kalça biyomekaniği, eklem lokasyonları ve kaslar değişmektedir. Bu sebeple TKA operasyonu, GKD' li hastada uygulanmak istendiğinde, protezin kemik içinde yerleşiminde uyumsuzluk ve operasyon sonrasında erken gevşeme gibi bazı sorunlar oluşturabilmektedir.



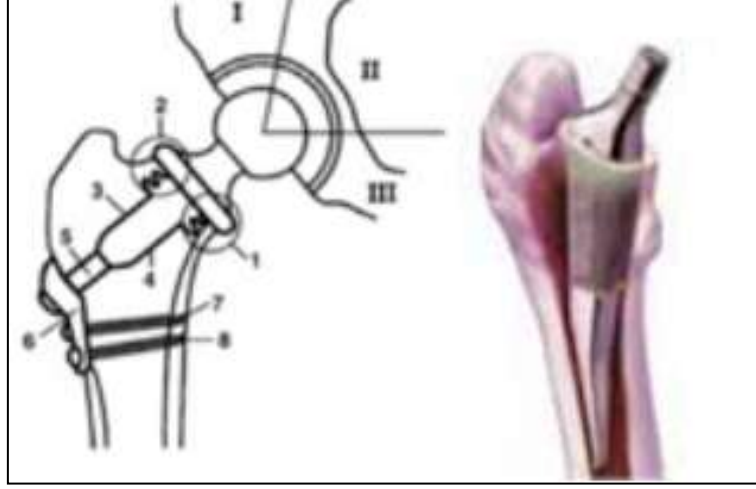
Şekil 2.TKA Operasyonu Aşamaları (Referans'tan alınmıştır)



Şekil 3.Kalça Eklemine TKA operasyonu yerleştirilmiş temsili bir protez ve bölümleri (Referans'tan alınmıştır)

Bu çalışma kapsamında tasarımı yapılacak olan kısa köklü kalça protezi için protez geçmişi araştırılmıştır. Protezi Şekil 3' te bir örneği gösterilen ve TKA operasyonunda kullanılan protezlerin geometrileri ve malzemeleri çeşitlilik göstermektedir. Protezler kabaca üç bölümden oluşur. Bu üç bölüm Şekil 3'te görülebileceği üzere; kök, boyun ve baş olarak özetlenir. Kısa ve uzun kök tasarımları, kök ucu ayrık ark modelleri, kök boyun birlikte ve ayrı ayrı tasarlanmış birbirinden farklı birçok model bulunmaktadır. Eklem Protez Cerrahisi ve Araştırma Vakfı' nda bulunan güncel verilere göre, ilk olarak 1938 yılında Philip Wiles, Hip Plate S.S. isimli bir kısa köklü kalça protezi tasarlamıştır. Daha sonra, 1978 yılında Şekil 4' teki soldaki kalça protezi klinik olarak denenmiştir. Bir yıl sonra, İtalya'dan Pipino ve Calderale kobalt krom alaşımı malzemeli ve çimentosuz, kısa köklü, biyodinamik kalça protezini literatüre

sunmuştur. Üç yıl sonra, Amerika'dan Morrey, Şekil 4'te sağ taraftaki kısa köklü ve düz kalça protezini aynı yıl literatüre kazandırmıştır.



Şekil 4. Protez Tarihindeki bazı protez örnekleri (Referans'tan alınmıştır)

Bu tip farklı tasarımların bulunmasının karmaşıklığa sebep olacağı düşünülmüş ve bunu engellemek amacıyla 2009 yılında Learmonth ID tarafından bir sınıflandırma sistemi yapılarak protezler üç temel kategoride toplanmıştır. Sonrasında Eklem Protez Cerrahisi ve Araştırma Vakfı bu sınıflandırmayı geliştirip, protezleri birincil sabitlendiği temas bölgelerine göre bir kök sınıflandırma sistemi oluşturarak sınıflandırmıştır. Mini ya da kısa köklü kalça protezlerinin Şekil 5'te görüldüğü gibi sabitleme temas bölgelerine göre farklı tasarımları şuan halen kullanılmaktadır.

Protez, hekim tarafından kemiğe çimentolu ya da çimentosuz, ya da bir tarafında çimentolu diğer tarafında çimentosuz bir şekilde sabitlenebilmektedir. Bunlardan çimentosuz sabitlenenlerin çoğunda protezin yüzeyinde Şekil 6'daki sol alttaki iki protezde olduğu gibi kanallar mevcuttur. Bu kanalların pürüzlülüğü, protezin kemiğe çakılması sırasında sabitlenmesini kolaylaştırmaktadır. Buna karşın, aynı pürüzlülük baş-yuva kısmında mevcut değildir. Bu kısımdaki pürüzlülük baş-yuvanının iki metal, iki seramik ya da bir metal- bir plastik gibi farklı kombinasyonlarında yuvanının malzemesinde aşınmasına sebep olmaktadır. Dolayısıyla da, bu durum protez ömrünü kısaltabilmektedir. Protezin kemiğe sabitlenmesinde kullanılan başka bir yöntem ise, Şekil 5, ikinci satır soldaki birinci ve ikinci protezde olduğu gibi vidalarla sabitlemektir. Hekimin kullanacağı protez malzemesi ve tipi hastanın yaşı, cinsiyeti ve yaşam koşullarıyla ve kemik kalitesi ile de doğrudan ilgilidir. Çimentolu protezlerde ise çimento, protez ve kemik arasında kullanıldığında ek bir biyomekanik dayanım sağlamaktadır. Çimento, ayrıca kemiğin baş kısmına da Şekil 5 üçüncü satır sağdan ikinci resimde görüldüğü gibi, yüzey kaplama tip protez uygulamalarında kullanılmaktadır. Buna ek olarak boyun protezi, Şekil 5 dördüncü satır soldan birinci ile ikinci resimdeki ve Şekil 6 alttaki dört protezde olduğu gibi iyi dönme stabilizasyonu ve hızlı sabitleme amaçlanarak tasarlanan bir başka protezdir.



Şekil 5.TKA ile yerleştirilmiş bazı mini hip protez örnekleri (Referans alınmıştır)



Şekil 6.Bazı Mini Hip Protez Tasarımları (Referans alınmıştır)

Kısa köklü protezlerin, uzun köklü protezlere göre bazı avantajları vardır. Bunlar;

- 1- Femur boynunun çoğunluğu korunur.
- 2- Daha az cerrahi müdahale gerektirir ve yumuşak doku hasarını azaltır.
- 3- Kökün sonunda kemik ağrısını azaltır.
- 4- Proksimal femurdaki dayanımı azaltır.

- 5- Daha az kemik deforme olacağından, daha az kan, enerji ve zaman kaybı sağlar.
- 6- Daha küçük boyutta olduğundan kısa köklü mini kalça protezi, kemiğe daha pratik ve hızlı uyum sağlar.
- 7- Kemik iyileşme süreci daha az acılı olarak gerçekleşir.

Kemik, 3 boyutlu modellemek için gayet karmaşık bir geometriye sahiptir. İçindeki trabeküller ve kortikal kemik yapılarının ayrı ayrı modellenmesi ve malzemelerinin belirlenmesi, yoğunluklarının tespiti ve SEA çalışmalarının yapılması da bir o kadar karmaşıktır. Özellikle trabeküler yapının süngerimsi ve balpeteği görünümünü modellenme sürecini daha da karmaşık yapmaktadır.

Kemik yapısı ve kemik mineral yoğunluğu (KMY) hastaya göre değişiklik gösterdiğinden, doğru sonuca ulaşmak için bu çalışmada kişiye özel BT' ler kullanılmıştır. 1998 yılında kullanıma giren BT' nin Manyetik Rezonans ile Görüntüleme (MRI) ile kıyaslandığında bazı kullanım kolaylıkları mevcuttur.[1] MRI görüntülemesindeki kalp pili vb bazı sistem kısıtları BT' de mevcut değildir. Bunun yanı sıra BT çok kısa sürede uygulama ve veriye ulaşma kolaylığı ile kullanımı geniş bir görüntüleme yöntemi olmuştur. BT' ler ile iskelet yapıları ve kırık oluşumu gibi durumlar için 3 boyutlu görüntü sunabilme özelliği gösterir. MRI görüntüleme için birçok durumda alternatif bir görüntüme olarak karşımıza çıkmaktadır. Özellikle metal donanımlı MRI ile değerlendirmede engel teşkil eden durumlar için kullanılabilir. BT' ler kırık iyileşme süreci, bu süreçteki iltihaplanmalar ve tümörlerde de hekime klavuzluk etmektedir.[1]

BT' lerin birden fazla dedektör ile X ışınlarını vücuttan geçirmesi, önceki sistemlere göre farklılık yaratır. Dedektörlerde toplanan bilgi daha sonra matematiksel veriye dönüştürülerek, bundan sonra da kesit görüntülere dönüştürülür. Fazla dedektör oluşu, zamandan kazanç sağlarken, bir yandan da hasta için radyasyon dozunu arttırabilmektedir. Amerika' da yapılan radyolojik incelemelerin %15' i iken, topluma verilen tüm dozun %70' ini BT' den alınan yüksek radyasyon dozu oluşturmaktadır.[1] Bu nedenle özellikle pelvis, yüz kesimi ve servikal kolon içinde, etkilenebilecek tiroid bezi, lens ve tiroid organlar düşünülerek önemsiz vakalardaki rutin BT kullanımından kaçınılmalıdır.

Kemik Mineral Yoğunluğu, birim kemik hacmindeki kemik kütlesi olarak tanımlanmaktadır.[1] KMY kırık gelişme riski ve osteoporozu olan hastalarda normalden düşüktür. KMY ölçümü için en yüksek çözünürlük gücü ve resim kalitesi ile Dual X-Ray Absorptiometry (DXA) metodu kısa çekim süresiyle de en çok kullanılan yöntemdir. Buna ek olarak, Kantitatif Bilgisayarlı Tomografi (KBT), Single Photon Absorptiometry (SPA) ve Dual Photon Absorptiometry (DPA) gibi bazı foton absorpsiyon teknikleri de kullanılmaktadır.[1] Trabeküller ve kortikal kemik yoğunluğunu ayrı ayrı ölçebilen KBT cihazları, KMY' yi Houndsfield birimi şeklinde ölçer. KBT ölçümlerinde karşılaşılan en önemli sorun, yağ dokusunun artmasıdır. Kemik iliğindeki yağ dokusu arttıkça, ölçüm sonuçları doğru değerlerden sapmaktadır.

Kemik vücutta organları korumakla görevlidir. Kemik dokusunda temel olarak, osteoblast, osteoklast ve osteosit hücrelerinden oluşur. Olgun bir kemikte, en fazla osteositler bulunur. Osteoblastlar kemik oluşumda görevliyken, osteoklastlar kemik yıkımında görevlidir. Organik ve inorganik matriksten oluşan kemikte, organik matriksin %90' ı tip 1 kollojenden, inorganik matriks ise kalsiyum fosfattan (hidroksiapatit =  $Ca_{10}(PO_4)_6OH_2$ ) oluşur.[1]

Kemiğin sert ve kendini yenileyebilir özellikleri, yapım-yıkım süreci ile devam eder. Düzenli kemik yapım ve yıkımı dengesi ile tüm kemik doku 4-20 yıl içinde yenilenmektedir.[1]

Kollojen, memelilerde en çok bulunan proteindir. Tip 1, 3, 5 kollojen 3' lü helikal yapıda ve fibrile dönüşebilen proteinlerdir. Bu dönüşüm, kemiğin gücüne katkıda bulunmaktadır.[1]

Kemik doku yaşlandıkça mineral faz değişikliklerinden kırılabilirliği artar. Kemikteki gözeneklilikte kırılabilirliği arttıran bir başka olgudur. Bir kemik ne kadar kırılabilirse, o kadar kırık riski taşımaktadır. Kemik kırığı onarımında, kemik kırık uçları yine kemik doku ile birleştirilmesi hedeflenmektedir. Daha sonraki hücrelerin maruz kaldığı iltihaplanma, hücre hareketliliği ve kök hücrelerinin bölünmesi ve bu sırada da çok sayıda büyüme faktörü salgılanır.[1] Bu büyüme faktörleri kemik onarımını sağlamaktadır. Kırıklar, temel olarak birincil ve ikincil kemik iyileşmesi göstermektedir.[1] Bu kırıkların tedavisinde, dahili ve harici bazı yöntemler kullanılmaktadır. Örneğin, alçı harici bir yöntemken, bazı çiviler ve plak vidalar dahili yöntemlerdir. Başarılı bir kırık iyileşme sürecinin bazı aşamaları mevcuttur; bunlar kök hücrelerinin önce kırıkta ve sonra kemiğe dönüşmesi ile başlar. Bu hücrelerin tutunabileceği bir iskeletin oluşumu ve gelişimi ve bunun için gerekli olan proteinlerin varlığı ikinci aşama olarak kabul edilir. Üçüncü aşama ise, bölgenin kanlanması olarak kabul edilir.[1] Bu paragraftaki bilgiler, kısa köklü protezlerin, uzun köklü protezlere göre kemik iyileşme sürecinin neden daha hızlı ve daha az acılı olduğunu açıklamaktadır. Kısa köklü protez uygulamalarında, kökün standart köklü protezlere göre boyut avantajına sahip olması sebebiyle, kemik içindeki deforme olan yumuşak doku daha azdır. Bu durum iyileşme sürecini de hızlandırmaktadır.

Çalışma kapsamında, elastik modülün belirlenmesi için araştırılan farklı yöntemlerin kullanıldığı çalışmalardan ilki, Ashman ve diğerlerinin 1984'te elastik katsayıları ölçmek için yaptıkları bir araştırmadır. Bu araştırmada, sürekli dalga tekniği kullanılmışlardır.[5] Sürekli dalga tekniği ile kübik bir numune üzerinden elastik katsayıları ölçmüşlerdir.[5] Ahşap, metal gibi herhangi bir elastik malzemeye uygulanmış bu teknik, insan ve köpek femur kemiğine de uygulanmıştır. Ashman ve diğerleri sonuçlarında, elastik katsayıların değişimini anatomik pozisyonun bir fonksiyonu olarak belirlemiştir.[5]

İkincisi, Rho ve diğerlerinin 1993' teki trabeküler ve kortikal kemik için Young modüllerini ultrasonik ve mekanik olarak, mikro boyuttaki numunelerde ölçtüğü çalışmadır.[6] Trabeküler kemik için ultrasonik ölçümde 14,8 GPa ve mekanik ölçümde 10,4 GPa, kortikal kemik için ise, ultrasonik ölçümde 20,7 GPa mekanik ölçümde 18,7 GPa ölçmüşlerdir.[6] Rho ve diğerlerinin sonuçlarına göre, elastik modülü kortikal kemik trabeküler kemiğe göre daha büyüktür.[6]



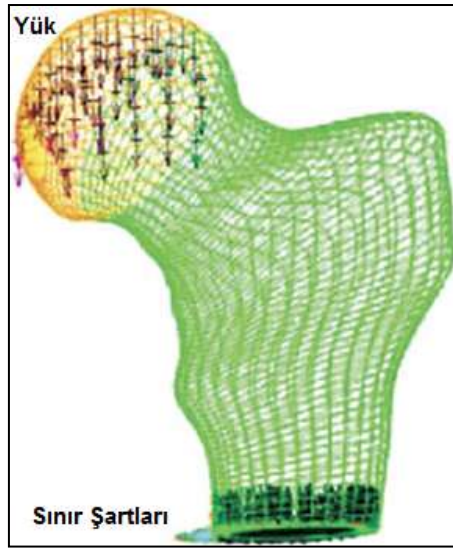
Üçüncüsü, 1995 yılında Hasegawa ve diğerlerinin, taramalı akustik mikroskop yardımıyla kemiğin elastikiyetini ölçtüğü çalışmadır. [7] Çalışmalarını, normal ve kemik erimesi olan menapoz öncesi ve sonrası kadın hastalar üzerinde yaparak, akustik hız ölçümlerini ve kemik hacimlerini karşılaştırmışlardır.[7] Akustik ölçümün avantajının tekrarlanabilir olduğu bilinmektedir. Hasegawa ve diğerlerinin sonuçlarında, en düşük akustik hızların menapoz öncesi hastalarda rastlandığı görülmüştür. Kemik erimeli hastanın normal bireye göre akustik hızı düşüktür. Bu durum Hasegawa ve diğerlerine göre, hacmi değişmiş dokunun kemikteki kırılabilirliği arttırdığını göstermiştir.[7]

Dördüncüsü, Rho, Hobatho ve Ashman'ın 1995'te yapmış olduğu bir çalışmadır. Bu çalışmada, kortikal ve süngerimsi kemik mekanik özelliklerine 45- 68 yaş arası 7 erkek, 1 kadın toplam 8 farklı kadavra kemiğinin ultrasonik iletim tekniği kullanılarak ulaşılmıştır. [8] Bu çalışmada, aşağıdaki *Denklem 1* kullanılarak, Bilgisayarlı Tomografi (BT) taramaları kullanılarak sudaki tomografi değerleri Hounsfield değere dönüştürülmüştür. Bu formüldeki, BT değerleri suda ve havada olmak üzere belirlenmiştir. Kortikal kemik BT değerleri ile mekanik özellikleri arasındaki korelasyon ( $r^2 < 0.2$ ) 0.2'den küçük, süngerimsi kemik için ise aynı korelasyon 0.6'dan büyüktür ( $r^2 > 0.6$ ).[8] Buna göre, yalnızca süngerimsi kemik için BT değerleri kullanarak mekanik özellik tahmini yapmanın uygunluğu görülmüştür. [8]

Yukarıdaki dört farklı çalışmaya ek olarak, literatürde elastik modülün ( $E$ ) farklı şekillerde hesaplandığı çalışmalar da vardır. 1999' da Turner, Rho ve diğerlerinin iki farklı mikroskopik ölçüm sonuçlarını kıyasladıkları çalışmadır.[9] Bu çalışmada, ortak bir insan donörün trabeküler ve kortikal kemik dokusunun elastik modülü karşılaştırılmıştır. Ek olarak, elastik modülün akustik mikroskop (30-60  $\mu\text{m}$  çözünürlük) ve nanoindentasyon (1-5  $\mu\text{m}$  çözünürlük) ile ölçümü gerçekleştirilerek, karşılaştırılması yapılmıştır ve sonuçların çok benzer olduğu görülmüştür.[9] Trabeküler kemik dokusu için elastik modül hesaplanırken, kemiğin izotropik olduğu kabul edilmiştir ve Poisson oranı 0,3 olarak belirlenmiştir. Bu çalışma kapsamında da aynı kabul yapılmıştır ve Poisson oranı 0,3 olarak belirlenmiştir. Turner, Rho ve diğerlerinin çalışmasında, nanoindentasyon ve akustik mikroskop ölçüm sonuçları da karşılaştırılmıştır. Akustik ölçüm ile ulaşılan trabeküler ve kortikal kemik dokunun Elastik modüller birbirinden çok farklı değilken, nanoindentasyon ölçüm ile ulaşılan trabeküler ve ortalama kortikal kemik doku elastik modüller birbirinden çok farklıdır. [9] Sonuçta, nanoindentasyon tekniği ile hesaplanan Young modülü, akustik mikroskopu kullanarak ölçülen değerlerden % 4-14 daha fazla olarak hesaplanmıştır.[9] Elastik modül değerlerinin çalışmalar arasında çeşitlilik göstermesi sebebiyle daha güncel çalışmalar taranmıştır.

Voo ve diğerlerinin 2004' teki bir çalışmasında, kortikal kemik için 17,0 GPa ve trabeküler kemik için 1,5 GPa, Poisson oranı 0.33 olarak alınmıştır.[10] Gerilme analizleri dört ayrı SEA' da gerçekleştirmiştir. Kemikler için malzeme atama izotropik olarak kabul edilip, lineer elastik olarak analiz edilmiştir.[10] Yük, femur başına dikey olarak  $-z$  yönünde 2500 N olacak şekilde uygulanmış ve sınır şartları, ankastre olarak Şekil 7'de gösterildiği gibi belirlenmiştir.[10] Yük ve sınır şartlarının belirlenmesi sonrası, von-Mises gerilmelerinin dağılımının femur geometrik şekline etkilerini, femur boyun geometrisi birbirinden farklı dört model üzerinden

karşılaştırarak tespit etmişlerdir. [10] Voo ve diğerlerinin çalışması sonuçları, hem femur boyun uzunluğu hem de açısı, femur boyun kırıkları için biyomekanik risk oluşturmaktadır. Bu riskin azaltılmasında uzun vadede çalışmanın etkisi olacağı düşünülmüştür.[10] Bu çalışma kapsamındaki ilk bölümde, yükleme yönü Voo ve diğerlerinin çalışmasına paralel olarak femur başından, -z yönünde, 2400 N olarak noktasal yüklenmiştir. Noktasal yükleme de, yüklenen bölgeye yakın gerilme sonuçlarından çok, uzak bölgelerdeki gerilme sonuçlarının güvenilirliğinin daha fazla olduğu bilinmektedir. Ancak bu çalışmada kolay olduğu düşünülerek, yayılı yük yerine tekil yükleme yapılmıştır.



Şekil 7. Proksimal Femur Başı Yükleme ve Sınır Şartları, Voo ve diğerleri, 2014

Nobel ödüllü Godfrey Hounsfield'in BT üzerinde yaptığı çalışmalar ile bu isimle anılan bu değer, her bir piksele karşı gelen sayısal değer ifadesi olarak tanımlanır.[1] Bu değer, X ışınının dokudan geçerken zayıflaması görüntüye dönüşürken bir rakama ve gri tonuna karşılık gelmesidir.[1] Sudaki HU değer, sıfır kabul edilir.[1] HU değerleri -1000 ve +1000 aralığında değişecektir. Örneğin, yağ dokusuna -100 HU, -1000 HU havaya denk gelmektedir.

$$H = 1000 \frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a}$$

(1) (BT- Hounsfield Unit Conversion)

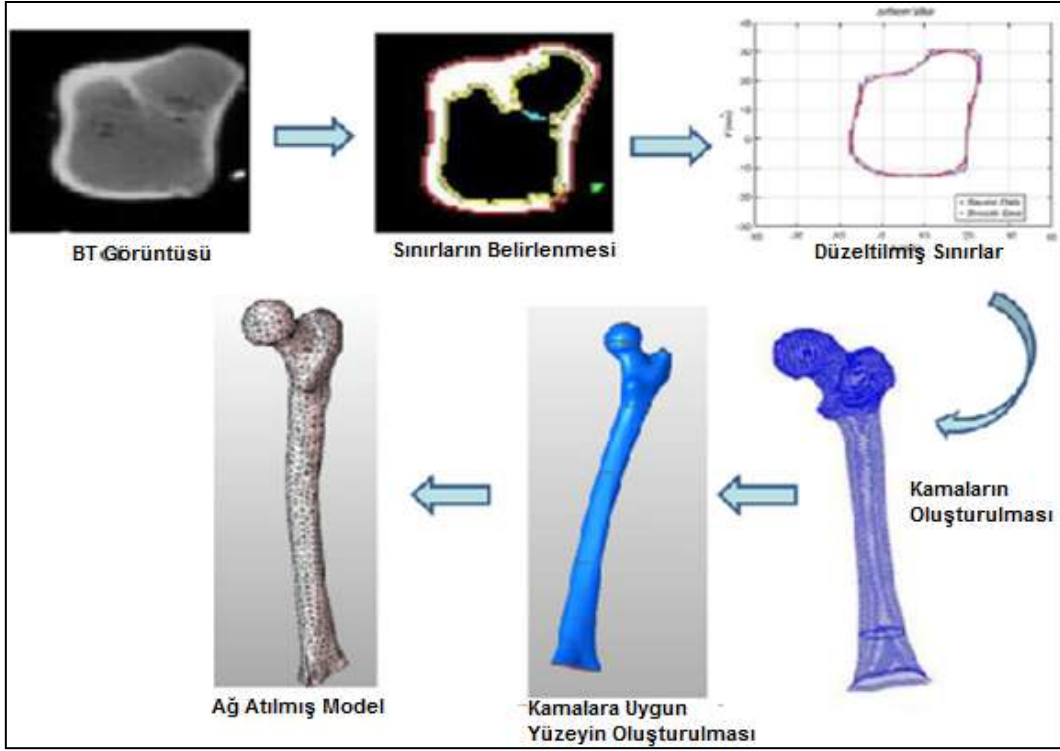
Aşağı-yukarı yöndeki kortikal kemik içindeki radyal ve çevresel yöndeki modüllerin arasında zayıf bir korelasyon olduğu, bunun yanında ön-arka veya orta-yanal yöndeki modüller ile süngerimsi kemik S-I yöndeki modüller arasında yüksek bir korelasyon olduğu görülmüştür.

Süngerimsi kemik için doğrusal ve güç modellerinin tahmini yaklaşık olarak eşittir. Fakat güç fonksiyonunun, yüksek ve düşük yoğunluk değerleri çok uygun sonuç verdiği görülmüştür.

Kemik tipine göre kortikal ve süngerimsi kemik için, yoğunluk ve BT değerlerine bağlı kalarak, elastik modül tahmini önerilmiştir. Bu özel korelasyonlar, araştırmacılara daha doğru modeller ile çalışmalarını konusunda yardımcı olacaktır.

2007 yılında Bessho ve diğerleri osteoporozun en ciddi komplikasyonu olarak bilinen kalça kırıkları ile ilgili bir çalışma yapmıştır.[11] Bu çalışmada, femur kemiğinde oluşan ve artan kırılabilirlik sonucu kalça kırık riskini, yüzey gerinim ve gerilmelerini tahmin ve kırık oluşumunu önleyici bazı müdahaleler için kadavralardan aldıkları femur kemiklerinin mekanik testlerini yapmışlardır.[11] Daha sonra femur kemiklerinin bilgisayarlı tomografilerini temel alarak, modelleyip, sonlu elemanlar analizlerini yapmışlardır.[11] Çalışma sonucunda sonlu elemanlar analizi ile, katı ve kabuk elemanların kırık olan bölgeleri ile deney sonucundaki kırık olan bölgelerin aynı olduğu tespit edilmiştir. Bessho ve diğerlerinin yapmış olduğu bu çalışma da kullanılan yöntem bilgisayarlı tomografilerden yararlanarak femur kemiğinin medikal modellenmesi olup, modelleme için Mimics programı kullanılmıştır. Bessho ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışma, bu çalışma da seçilecek yöntemin belirlenmesinde ve kullanılacak programın seçiminde yardımcı olmuştur.

2011 yılında Trabelsi ve diğerlerinin yapmış olduğu bir çalışmada, 12 adet kadın ve erkek kadavraya ait femur kemiğinin modellenmesi ve sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. [12] Bu çalışmada, önce hastanın femur kemiğinin Şekil 8' de görüldüğü gibi, BT' sinin kesitinden sınırları belirlenerek, çizilmiş kamalar yardımıyla kemiğin katı modeli oluşturulmuştur. [12] Trabeküler ve kortikal olmak üzere 2 farklı malzeme tanımı yapmıştır. Ardından model ufak kesitlere ayrılıp ağlanarak, sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Yükleme 1000 N olup, -z yönünde femur başına olacak şekilde yapılmıştır. Şekil 9' daki gibi, analizi yapılan model ile klinik deney sonuçları kıyaslanmıştır. [12] Bu çalışma ile klinikteki hekimin karar verme sürecinde, kemik biyomekanik tepkilerini tahmini ve kesin sonuçlara ulaşmasına yardım edeceği düşünülmüştür. [12] Ayrıca, Trabelsi ve diğerleri, önceki çalışmalara ek olarak bu çalışmaya gerinim ve yer değiştirme parametrelerini de dahil etmiştir. [7] Trabelsi ve diğerlerinin bu çalışmasında, Voo ve diğerlerine benzer olarak yükleme, -z yönünde femur başından uygulanmıştır. Bu iki çalışma yüklemenin yönü ve uygulanacağı yer konusunda yapılacak çalışmaya ışık tutmuştur. Bunun yanı sıra, yöntem ve program seçimi konusunda çalışmaya yol göstermiştir.



Şekil 8.BT' den 3d model ve FEM Analizi Akış Şeması N. Trabelsi ve diğerleri, 2011



Şekil 9.Deforme Femur Deney Düzeneği ve FEM analizi N. Trabelsi ve diğerleri, 2011

2011' de Popescu ve diğerleri, BT görüntülerinden faydalanarak Mimics ve Catia V5 kullanarak medikal omur modellemesi yapmıştır.[13] Daha sonra poliüretan malzemeli tanımlanan omurun deneme üretimini de gerçekleştirmişlerdir. Kullanılan bu yöntemin kolay ve hızlı olduğunu savunmuşlardır. [13]

2012'de Rathnayaka ve diğerleri, BT esaslı modelleme çalışmalarına, ek ve/ veya alternatif olacağını düşündüğü MRI esaslı medikal modellemeler üzerinde çalışmışlardır.[14] Beş adet sığır femuru BT ve MRI ile ayrı ayrı taranarak, referans modeller ile doğrulanmıştır. [14] Hata paylarında çok büyük bir fark olmamakla beraber BT görüntülerinin hata payının daha az olduğu tespit edilmiştir.[14] Rathnayaka ve diğerlerinin çalışması bu çalışmaya BT ve MRI görüntüleri üzerinden çalışılabileceğini ancak BT görüntülerinden elde edilecek modellerin MRI modellerine göre daha az hata payı ile elde edileceği öngörülmüştür. Dolayısıyla yapılan çalışmada BT ve MRI verileri de kullanılmıştır. Bu çalışma sonrası, görüntüleme işlemi yapılacak olan sağlıklı ve hasta bireyler için BT yerine, MRI çektirmenin daha kolay olacağı düşünülmüştür. MRI sırasında bireyin radyasyon almama avantajı değerlendirilmiştir. Etik olarak ta sorun yaratmayacağı tartışılmıştır. Ancak sonrasında HU dönüşümün için kullanılan *Denklem 1'* in MRI için geçerli olmadığı bilgisine ulaşılmıştır.

2014 yılında Gargiulo ve diğerleri, BT ve MRI görüntülerinden yararlanarak 3 boyutlu beyin, kas, kemik modelleri elde etmişlerdir. [15] Sonuç olarak, BT ve MRI üzerinden görüntü işleme ile 3 boyutlu model elde etme yönteminin geniş uygulama alanlarına sahip olduğunu vurgulanmışlardır.[15]

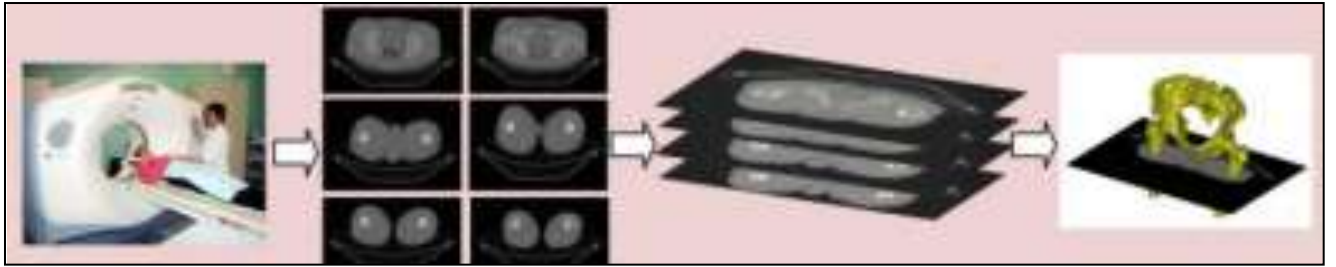
Yukarıda anlatılan 2012 yılındaki Rathnayaka ve diğerlerinin çalışması ile 2014 yılındaki Gargiulo ve diğerlerinin çalışması incelendikten sonra, MRI için *Denklem 1'* deki HU dönüşümü yapılamadığı öğrenilmiştir, bu denklemin sadece BT görüntüleri için geçerliliği bulunmaktadır.

2014' deki başka bir çalışma da, TKA operasyonlarında Moga ve Pogarastenu' nun kısa köklü kalça protezi kullanımı ve avantajlarını özetlemiştir.[16] Ayrıca, kökü kısa olan bu tip kalça protezi sayesinde protez, kemik dokuya daha az zarar verip, uzun süreli bir protez ömrü sağlanabileceğini tartışmışlardır.[16] Özellikle böbrek hastalarında sıklıkla karşılaşılan, femur başı zedelenmeleri ile ilgili kısa köklü kalça protezinin standart kalça protezlerine göre daha avantajlı olacağını vurgulanmışlardır. [16] Moga ve Pogarastenu' nun yapmış olduğu çalışmanın ışık tuttuğu bu tezin son bölümünde, kısa köklü kalça protezi modellemesine başlangıç yapılmıştır.

2014' te Osama ve diğerlerinin bir çalışmasında, BT verileri kullanılarak 3 boyutlu medikal modelleme yapılmıştır. Çalışma kapsamında seçilen kemik uyluk kemiğidir. Uyluk ya da femur kemiği modellemesi tamamlandıktan sonra kalça protezi modellenerek femur kemiği içine bilgisayar ortamında yerleştirilerek entegre edilmiştir. Sonrasında, hazırlanan protezli kemik modeli için SEA çalışması yapılmıştır. Osama ve diğerleri, normal sağlıklı bireyler için bu çalışmayı yapmıştır.[17] Bu çalışmanın yöntemi Şekil 10' da gösterilmiştir. Bu yöntem bu tez çalışmasının yönteminin belirlenmesine ve ayrıca son bölümdeki protez modelleme ve kemik içine yerleştirme çalışmasına katkıda bulunmuştur. Öncelikle üçüncü bölümde biri sağlıklı diğeri GKD' li olan iki ayrı gerçek BT görüntüsü kullanılarak 3

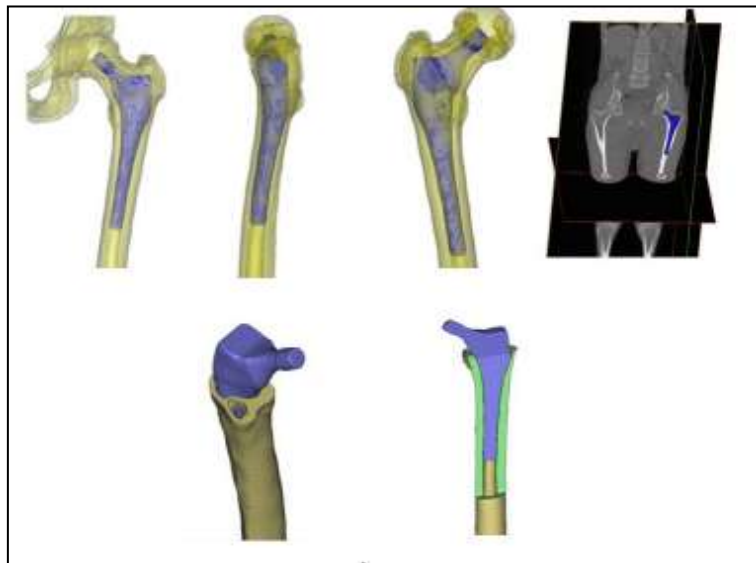
boyutlu uyluk kemiği modellemesi yapılmıştır. Bu çalışmanın katkısıyla, çalışmanın dördüncü ve son bölümünde kısa köklü kalça protezi modellemeye giriş yapılmıştır, son olarak Osama ve diğerlerinin çalışması ışığında, bilgisayar ortamında ABAQUS SEA programı kullanılarak, protez uyluk kemiği içine yerleştirilmiştir.

Osama ve diğerlerinin, BT görüntüleri yardımıyla modelledikleri femur kemiği Şekil 11' de gösterilmiştir. Osama ve diğerleri kemik içindeki medüler boşluğu da modellemiştir. Bu model, protezi sabitlemek için kullanılmış ve Şekil 11'te sağ alt resimde kullanımı gösterilmiştir. Çalışmanın yöntemi tez kapsamında göz önünde bulundurulurken, medüler boşluk modelleme kısmı bu çalışma kapsamına dahil edilmemiştir.

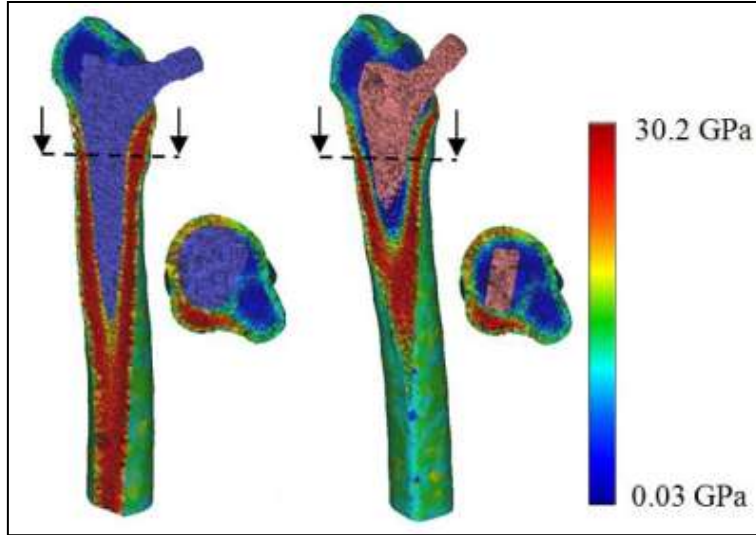


Şekil 10. BT Bazlı 3 boyutlu Medikal Modelleme, Osama ve diğerleri, 2014

Modelleme için Mimics programı kullanan Osama ve diğerleri, kemik modellemesi sonrası, çimentosuz TKA operasyonuna uygun olarak kök bölümü farklı iki tip kalça protezi lazer tarama ile modellenmiş ve 3 boyutlu yazıcı ile oluşturulmuştur.[17] Bu modelleme sonrası SEA çalışmaları yapılarak sonuçlar kıyaslanmıştır. Şekil 12' te gösterildiği gibi farklı iki tip protez için, protezli femur kemiği montajları SEA sonuçlarının görüntüleri gösterilmiştir.



Şekil 11. Mimics programında protez ile kemiğin birleştirilmesi, Osama ve diğerleri, 2014



Şekil 12. Protezli Femur Kemiği Montajının SEA çalışmaları, Osama Abdelaal et al, 2014

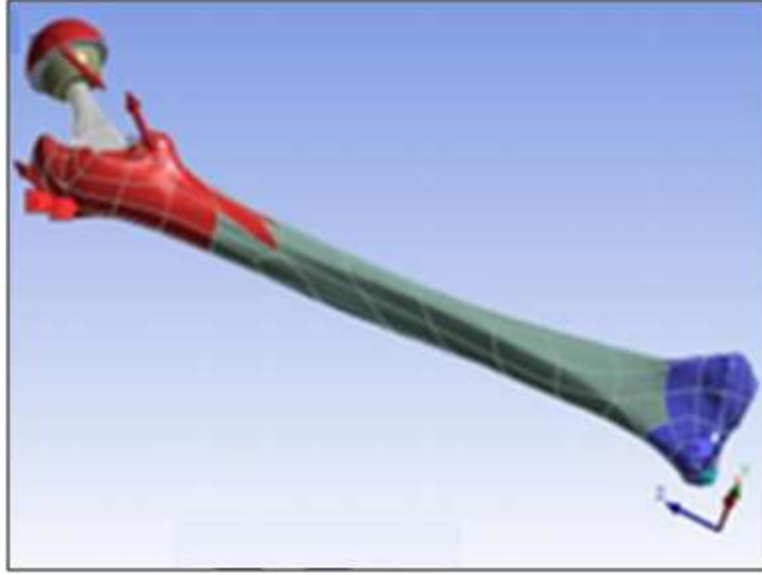
2016'daki Singh ve Harsha'nın çalışmasında, kalça kemiğine protez entegrasyonu bilgisayar ortamında gerçekleştirilmiştir. [18] Öncelikle, bu parçaların 3 boyutlu modellemeleri yapılmıştır. Sonrasında, Şekil 13' teki gibi montaj haline getirilen iki ayrı parça için malzeme tanımları yapılmıştır. Son olarak ağ atılma aşaması tamamlanmıştır. Malzeme olarak, Kobalt Krom Alaşımı ( CoCrMo), Titanyum Alaşımı ( $Ti_6Al_4V$ ) gibi farklı malzemeler kullanılmıştır.[18] Hepsine özel Young modülü ve Poisson oranları tanımlanmıştır. Örneğin, Singh ve Harsha'nın çalışmalarında kullandığı gibi CoCrMo malzemesi için elastik modül 230 GPa ve 0.3 Poisson oranı kullanılmıştır.[18] Her malzemeye özel Young Modülü ve Poisson oranları gösterilmiştir. Çalışmanın sonunda, ABAQUS SEA programında iki parça birleştirilerek tek bir model haline getirilmiştir. Singh ve Harsha' nın bu çalışması, tez kapsamında yapılacak protez modelleme çalışmasına ışık tutmuştur.

Singh ve Harsha çalışmalarında THA için femur kemiğine entegre edilmiş, çimentolu kalça protezi kullanmışlardır. Şekil 14' teki yükleme ve sınır değerleri ile, kemik ve protez için gerilme değerlerini hesaplamışlardır.[18] Bu tez çalışmasında yapılan protez modellemesi kapsamında yükleme ve sınır değer tanımlamaları yapılmamıştır.

Singh ve Harsha'nın çalışmasında, tasarım için CATIA V5 ve statik analizler için ANSYS programını kullanmışlardır.[18] Bu tez kapsamında protezin kemik içine yerleşimi ABAQUS SEA programı kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 13.Kemik ve Protez Montajı, Signh ve Harsha, 2016

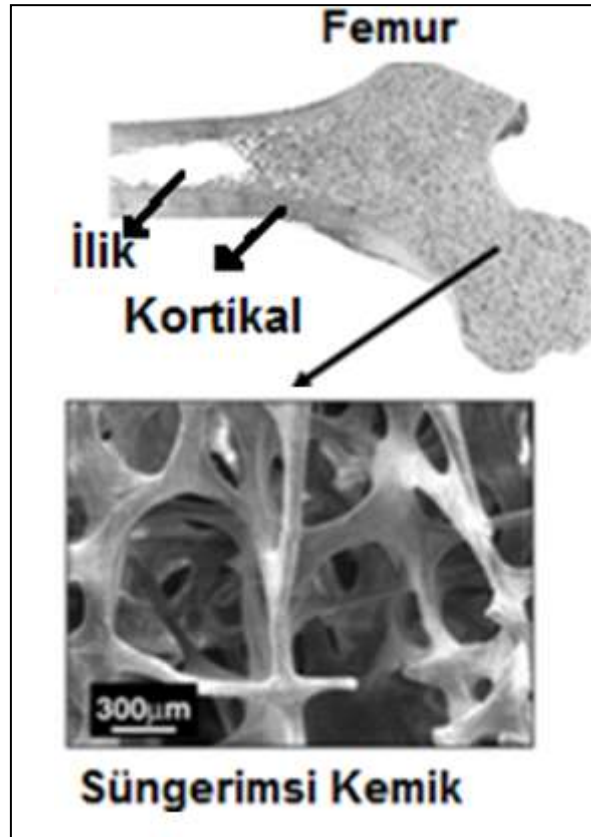


Şekil 14.Kemik ve Protez Yükleme ve Sınır Şartları, Signh ve Harsha, 2016

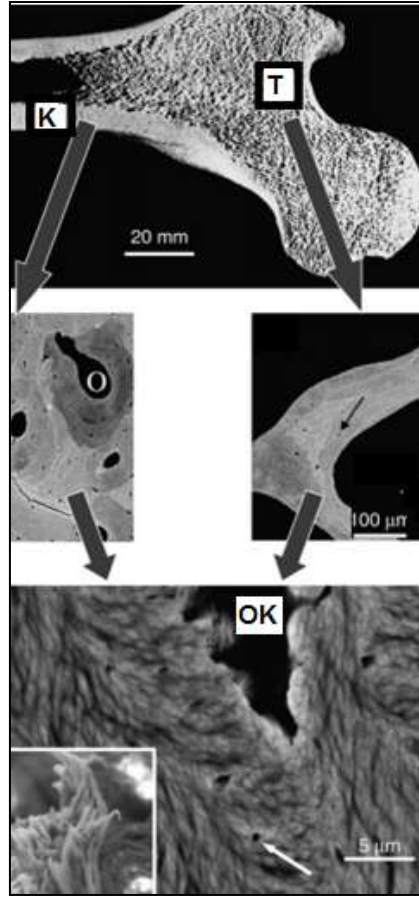


### 3. YÖNTEM

Kemiğin hiyerarşik yapısı, modelleme için karmaşık bir yapı olarak tanımlanır. Modellemeye başlanmadan önce derinlemesine bilinmesi gereken iki önemli parametre; geometri ve malzemedir. Literatürde Weiner ve diğerleri, 1998'de ve Fratzl ve Weinkamer, 2007'deki çalışmalarında, Şekil 15'te uyluk ya da femur kemiğinin iç malzemesindeki iki ana bölgeyi; trabeküler ve kortikal bölge olarak tanımlamışlardır.[19,20] Hambli ve Hattab, 2003'te ve Caouetta, 2015'te tanımlamalarına göre, trabeküler bölge, süngerimsi ve köpük benzeri bir materyal davranışı gösterirken, kortikal bölgeninse tüp benzeri bir şekilde ve sert bir materyal davranışına sahip olduğu gözlemlenmiştir.[21,22] Femurun farklı malzeme tanımları literatürdeki farklı makalelerde tanımlanmıştır. Örneğin, Şekil 15'deki resimde Shafelbine ve diğerleri, 2011'de beş farklı materyalin çalışıldığı ayrıntılı bir materyal tanımı yapmıştır. Bu derlemenin özet tablosunda, her malzemenin mekanik özellikleri (yoğunluk ve elastik modül) sergilenmiştir. [23] Bu çalışmalar sonunda, kemik içinde tanımlanan farklı malzeme sayıları hakkında bilgi edinilmiştir. Bu malzemelerin Mimics programı içindeki segment sayıları hakkında herhangi bir bilgi bulunmamaktadır. Bu sebeple, bu tezin ilk bölümünde (*Bölüm 4*) farklı malzeme dağılımına sahip malzemeler hakkında bir araştırma yapılmıştır.



Şekil 15.Femur Yapısı, Fratzl ve Weinkamer, 2007



Şekil 16.Femur Hiyerarşik Yapısı, Fratzl ve Weinkamer, 2007

Şekil 16’da Fratzl ve Weinkamer’in çalışmasındaki SEM görüntüleri, insan femurunun hiyerarşik yapısını gösteren bir femur başı ve detaylarıdır. Bu resimde femur kemiği içindeki *Trabeküler (T)*, *Kortikal (K)* kemikler mikron seviyesinde görülebilmektedir. İkinci satırdaki resimlerde siyah ok ile ve üçüncü satırda beyaz ok ile gösterilen noktalar, *Osteosit (O)* ’lerdir. Üçüncü satırdaki resimde ise, *Osteosit Kortikal (OK)* mikron seviyesinde görülebilmektedir.

Tablo 1. Özetlenmiş Bir Femur Malzeme Tablosu, Shefelbine ve diğerleri, 2011

	E(MPa)	$\nu$
Kortikal Kemik	20000	0.3
Trabeküler Kemik	600	0.3
Kemik İliği	1	0.3

Shefelbine ve diğerlerinin 2011’ deki çalışmasından özetlenmiş olan yukarıdaki Tablo 1’ de Elastik modül (E) ve Poisson Oranı ( $\nu$ ) değerleri belirtilmiştir. Çalışmanın güncelliği dikkate alınarak, bu tez çalışması kapsamında, Tablo 1’ deki elastik modül ve Poisson oranı değerleri kullanılmıştır.

Fratzl ve Weinkamer'in 2007'de Şekil 17' de tanımladığı gibi üç tip farklı geometrik kemik yapısı vardır; Uzun kemikler, kısa kemikler, plaka benzeri kemikler. Bu kemiklerin işlevleri birbirinden farklıdır. Örneğin, femur uzun bir kemik olarak bükülme ve burkulma altında stabilite sağlarken, omurga kısa bir kemik olarak kompresyon altında güvenliği sağlar, bunun yanında kafatası kemikleri plaka benzeri kemikler olarak organları korurlar.



Şekil 17.Şekil Bağımlı Kemik Karakterizasyonu, Fratzl ve Weinkamer, 2007

Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), kemikleri sayısal olarak analiz etmek için kullanılabilen değerli bir yöntemdir. ABAQUS SEA Programı, mekanik ya da biyolojik farklı malzeme tipleri için SEA' nın kısa sürede tamamlanabileceği, kullanıcı dostu bir bilgisayar benzetim aracıdır.

Bu çalışmada, SEA yöntemi kullanılarak ve analizler ABAQUS SEA Programı tarafından gerçekleştirilmiştir. Malzeme modellemesinin detaylarının etkileri sayısal ve lineer olarak incelenmiştir. Bu inceleme sırasında, kemik içindeki farklı malzeme bölgeleri Houndsfield Unit (HU) değerlerine dayanarak, Mimics programı kullanılarak model bazlı olarak belirlenmiştir.

Houndsfield birimi, BT verilerini yoğunluk değerlerine dönüştüren bir ölçektir. Söz konusu *Denklem 4'* teki bu altın formülde yoğunluğu ölçmek için hava ve su BT değerleri kullanılmaktadır. Buna göre, kemik yoğunluğu Young modülü (elastisite modülü) ve sertlik ile orantılıdır. Elastisite modülü, malzemenin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür.

Mimics Materialise ile, modele özgü olarak, femur kemiğinin farklı bölgelerdeki farklı malzemeler tanımlanabilmektedir. Femur, homojen olmayan bir malzeme yapısında olduğundan ve izotropik özellikler taşıdığından, femur kemiğinin Young Modülü

aşağıda görülen *Denklem 2*, *Denklem 3* ve *Denklem 4* yardımıyla hesaplanmaktadır. Scholz, 2013 yılında yoğunluk ve esneklik arasındaki ilişkiyi tanımlayan ana denklemleri aşağıdaki gibi özetlemiştir.[25] Scholz'un 2013 yılında yayınladığı makalesinde üç büyük altın denklem bir arada yer almaktadır.[29] Bu denklemler birbirine yakın olmakla beraber farklı bilim insanları tarafından farklı yıllarda bulunmuştur. [25] Carter ve Hayes, 1977'de *Denklem 2*'yi, Keller, 1994'te *Denklem 3*'ü ve son olarak Morgan, 2003'te *Denklem 4*'ü literatüre kazandırmıştır.[24] Kişiyeye özel mekanik parametrelerin tanımlanabilmesi için BT'den elde edilen yoğunluk verileri olan Hounsfield Unit (HU) değerleri kullanılmaktadır. Bu denklemler sayesinde homojen olmayan özellikteki femur kemiğinin bölgesel olarak değişiklik gösteren elastik değerleri gerçeğe en yakın şekilde hesaplanmaktadır.

$$E = 3.79 \rho_{app}^3 \quad (2) \text{ (Carter ve Hayes,1977)}$$

$$E = 10.50 \rho_{ash}^{2.29} \quad (3) \text{ (Keller, 1994)}$$

$$E = 6.85 \rho_{app}^{1.49} \quad (4) \text{ (Morgan,2003)}$$

Bu çalışmanın tamamında, literatür özetinde bulunan çalışmalardaki gibi Shefelbine ve diğerlerinin de 2007'de tanımladığı Poisson oranı 0,3 olarak tanımlanmıştır.

Elastik modül ise, Tablo 1'e uygun olarak Shefelbine ve diğerlerinin 2007'de tanımladığı gibi ancak 3 temel malzeme olarak trabeküler kemik için 20000 MPa, kortikal kemik için 600 MPa ve ilik için 1 MPa olarak tanımlanmıştır. Yoğunluk ise, elastik modüle uygun olarak yukarıdaki *Denklem 4*'e uygun olarak hesaplanmıştır.

Birinci bölümde ( *Bölüm 4* ), kemik içindeki malzeme dağılımının kemiğin dayanımına etkisi incelenmesi sırasında, bu kapsamda Mimics veri tabanındaki hazır femur kemiği BT görüntülerinden 3 boyutlu bir model elde edilmiştir. Bu model içindeki malzemelerin kemik içindeki yoğunlukları, malzeme adedi artırılarak değiştirilmiştir. Son olarak, farklı malzeme adetlerine sahip, geometrik olarak aynı ancak malzeme yoğunluğu olarak farklı femur modellerinin sonlu elemanlar analizi methodu ile lineer analizi yapılmış ve kemikte oluşan maksimum von-Mises gerilme değerleri hesaplanmıştır.

İkinci bölümde ( *Bölüm 5* ), Mimics programının lisanslı kullanım zorluğu sebebiyle, alternatif bir yöntem olarak Matlab kullanılmıştır. Matlab programının medikal modelleme konusundaki güvenilirliği araştırılmıştır. BT verisi olarak, ilk bölümde üzerinde çalışılan Mimics veri tabanındaki hazır femur kemiği kullanılarak, görüntü işleme yöntemiyle 3 boyutlu bir model oluşturulmuştur. Son olarak, bu model ile ilk bölümdeki aynı modelin farklı yazılım ile oluşturulmuş geometrisi ve model kalitesi karşılaştırılmıştır.

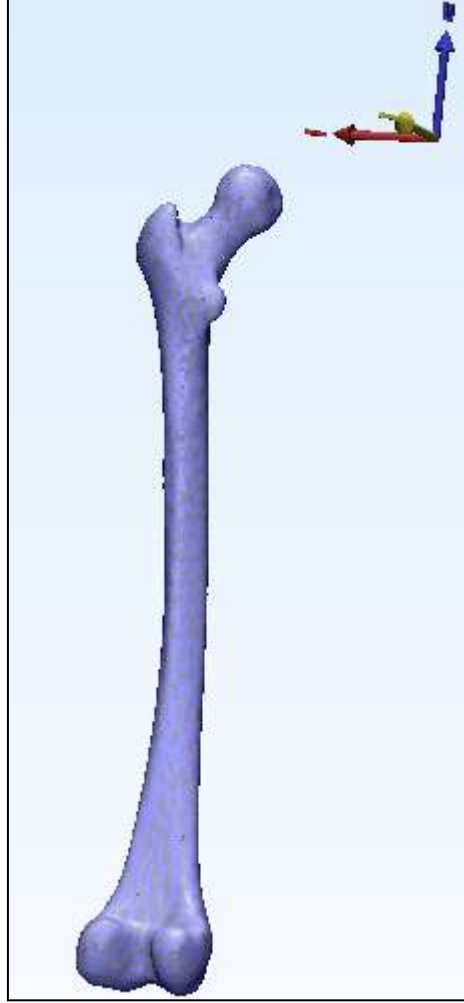
Üçüncü bölümde ( *Bölüm 6*), Hacettepe Üniversite' si Tıp Fakültesi Spor Hekimliği Ana Bilim Dalı hastalarının gerçek BT' leri üzerinden toplam 7 ayrı birey için femur kemiği modellemesi yapılmıştır. Bunlardan 5 adedinin BT' si, resmin teknik bazı özellikleri ve BT' nin görüntülenme özellikleri gibi çeşitli sebeplerle 3 boyutlu modele dönüştürülemediği. Kalan 2 adedi için BT' si yardımıyla, bir kalça displazili hasta, bir de kalça displazisi olmayan sağlıklı birey için sağ ve sol femur kemiğinin 3 boyutlu kemik modelleri bilgisayar ortamında oluşturulmuştur. Son olarak, birinci bölümdeki çalışmadaki yöntemin gerçek veriler üzerindeki uygulaması olarak, sonlu elemanlar analizi yöntemi ile lineer analizleri bu gerçek ve hasta bireylerin BT' leri kullanılarak yapılan 3 boyutlu modeller için de gerçekleştirilmiştir ve kemikte oluşan von-Mises gerilme değerleri hesaplanmıştır.

Dördüncü bölümün ( *Bölüm 7*) başında, Catia V5 programı ile kısa köklü kalça protezi 3 boyutlu olarak kabaca modellenmiştir. Devamında, kısa köklü kalça protezi ile üçüncü bölümde oluşturulan gerçek sağlıklı birey femur kemiği modeline yerleştirilmiştir. Son olarak, önceki bölümlere paralel olarak, sonlu elemanlar analizi yöntemiyle, kemik- protez montajında oluşan von-Mises gerilme değerlerinin hesaplanması planlanmıştır. Ancak montaj içindeki protez ile kemik modellerinin çakıştığı ağ hücrelerinin temizlenmesi ve kısıtlamaların tanımlanması aşamasında bazı sorunlarla karşılaşmıştır. Bu durum, bu bölümdeki çalışmanın gelecek dönem çalışmaları için de detaylandırılacağı fikrini doğurmuştur.

## 4. MIMICS İLE KEMİK MODELLEME

### 4.1. SEGMENTASYON

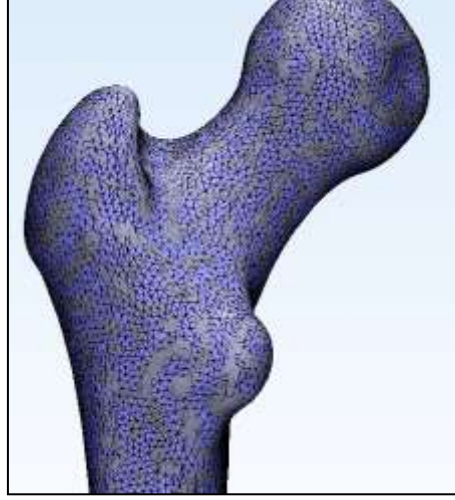
BT dosyalarından elde edilen veriler ile Mimics programı kullanılarak, segmentasyon işlemi yapıp, Şekil 18' deki gibi femur kemiği 3 boyutlu olarak modellenmiştir. Modelin geometrisi oldukça pürüzsüzdür. Bu yapılacak diğer aşamalarda, özellikle ağ atma ve ABAQUS SEA Programındaki lineer analizler sırasında, modelde çıkabilecek sorunları aza indirgeyen bir durumdur.



Şekil 18.Segmentasyonu tamamlanmış Femur Kemiği

## 4.2. AĞ ATMA İLE BİRLEŞTİRME

Modelin Mimics 3 matic yüzeyini ve hacmi modellenmiştir. Modelleme yapılırken, yüzey ufak alanlara bölünerek ağ atılır. Kemiğin iç ve dış kısmında her nokta ağ yöntemi ile modellenerek birleştirilir ve Şekil 19' deki bütün bir model yüzeyi ve Şekil 20' teki bütün bir model hacmi ağlanmış olur. 375133 adet 4-düğümlü lineer tetrahedron tip hacim elemanlı ve toplam 70221 adet düğüm noktasından oluşan bu hacimsel ağ Şekil 20'de gösterilmiştir.



Şekil 19. Tüm Yüzeyine Ağ Atılmış Femur Kemiği Modeli Detayı



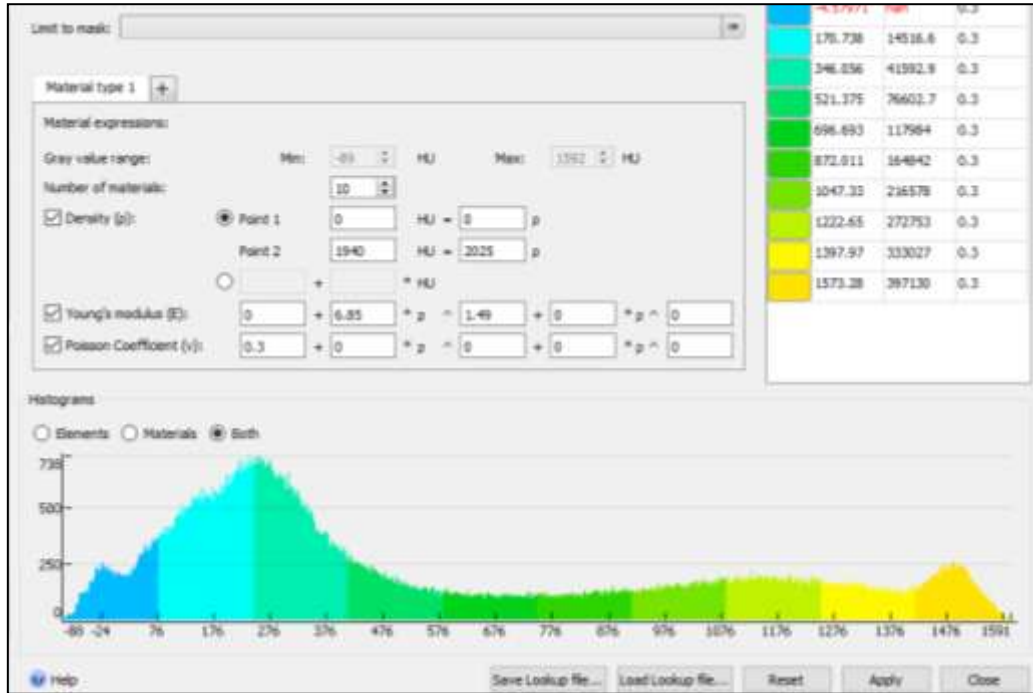
Şekil 20. Ağ Atılmış Tüm Femur Modeli

### 4.3. MALZEME ATAMA

Modelin malzeme atama sürecinde, yoğunluk, Young modülü ve Possion katsayı değerleri ile gri değer aralığı (HU) ve malzeme adedi tanımına dayalı olarak malzemeler modele eklenir.

Bu çalışmada, gri değer aralığı tanımı değiştirilmemiştir. Orijinal modelden gelen otomatik değerler kullanmıştır. Bu değerler -80 ila +1592 arasındadır. Morgan'ın 2003'te *Denklem 4* olarak tanımladığı aşağıdaki formül ile yoğunluk:  $\rho$  (g/cm<sup>3</sup>) olmak üzere Young's modülü: E GPa olarak hesaplanmıştır.

Malzeme adetleri 1'den 60'a kadar arttırılmıştır. Sonunda, model ABAQUS SEA programına aktarılmaya hazır bir ipn uzantılı dosya olarak elde edilmiştir. Her bir malzeme adedi modeli için bir ABAQUS SEA programı ile analizi tamamlanmıştır. Böylece Şekil 21' deki şekilde malzeme davranışı 1'den 60 malzemeye kadar araştırılmıştır.



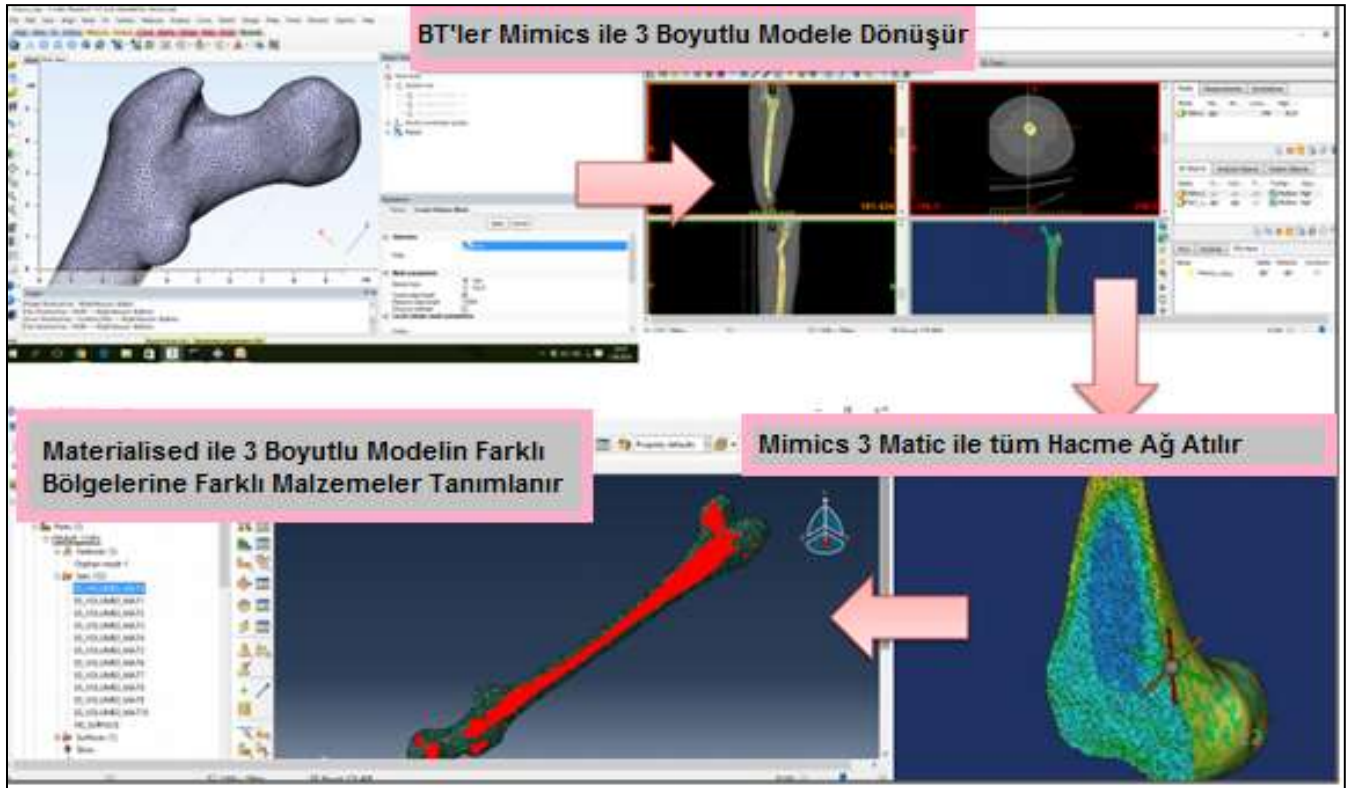
Şekil 21. Malzeme Atama Süreci Mimics Görüntüsü

Tüm ABAQUS SEA programı analizlerinin koşturması, aynı yük ve sınır koşullarıyla tamamlanmıştır. Aynı yük dağılımı ve sınır koşul alanı için aynı sorgu (query) oluşturulmuştur. Bu sorgular, her bir çalıştırma için, ABAQUS SEA programı koşturmasının metin dosyasından tek tek açılmıştır.



Çalışma yönteminde izlenen yolu aşağıdaki Şekil 22' de gösterilmiştir;

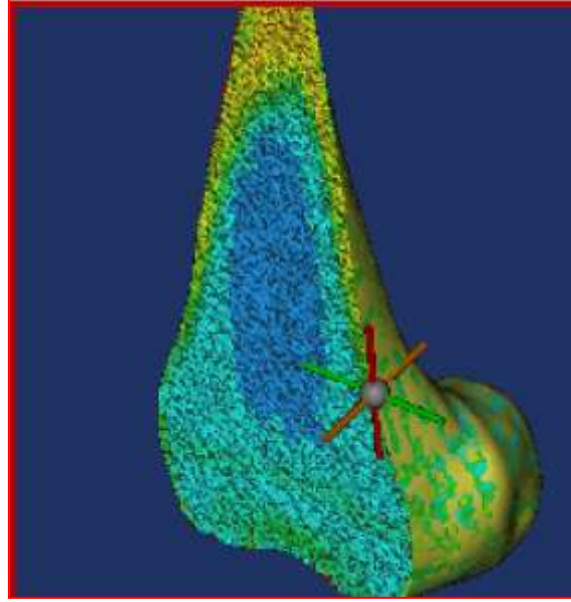
1. Mimics BT'leri HU değerlerine dayalı olarak 3 boyutlu bir modele dönüştürür.
2. Modelin 3-matic hacimsel modeline ulaşılır.
3. Mimics ile femurun farklı bölgelerini ve bu bölgelerin malzemelerini üretilir.
4. Ağ atılmış ve netleşmiş femur modeli Mimics'den ABAQUS SEA programına entegre edilir.
5. Model sonlu elemanlar analizi için ABAQUS SEA programına yüklenip, aynı yük ve sınır değerleri altında çalıştırılır.



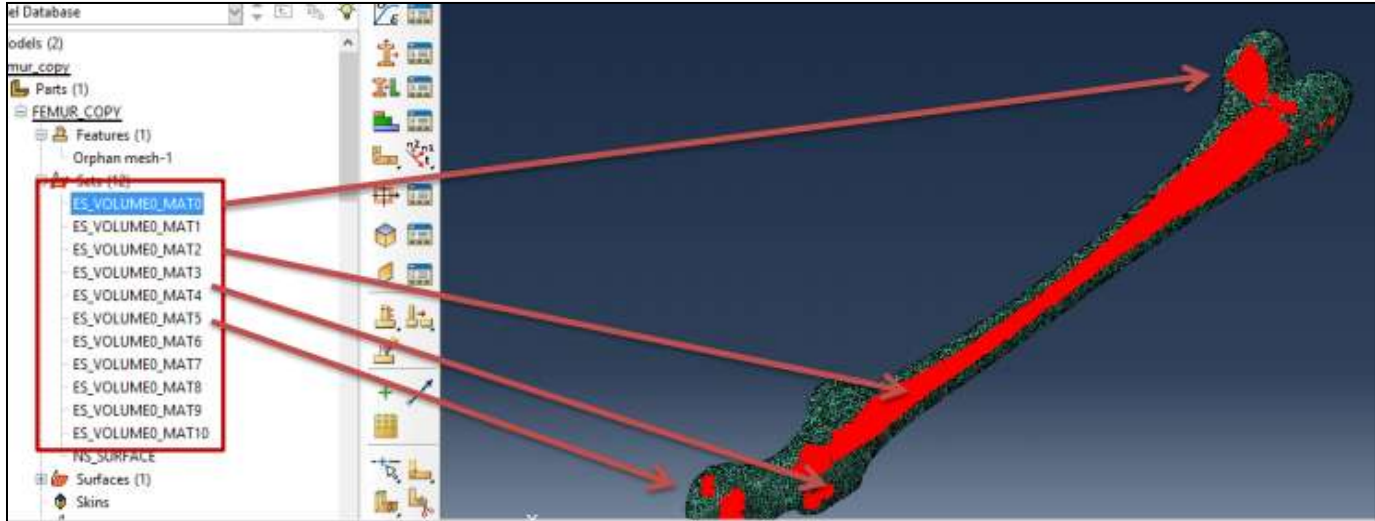
Şekil 22. Bölüm 4 Çalışma Prensipleri

#### 4.4. MODELİN ABAQUS SEA PROGRAMINA GÖMÜLMESİ

3 boyutlu hale gelen ağ atılmış ve malzeme tanımlaması yapılmış Şekil 23' deki model, ABAQUS SEA PROGRAMI için bir "inp" uzantılı dosya olarak kaydedilmiştir. Daha sonra ABAQUS SEA programında açılarak, tanımlanan tüm malzeme bilgileri ABAQUS SEA programı üzerinden de Şekil 24' teki gibi görülmüştür.



Şekil 23.Ağ Atılmış Modelin Koronal Kesit Görüntüsü

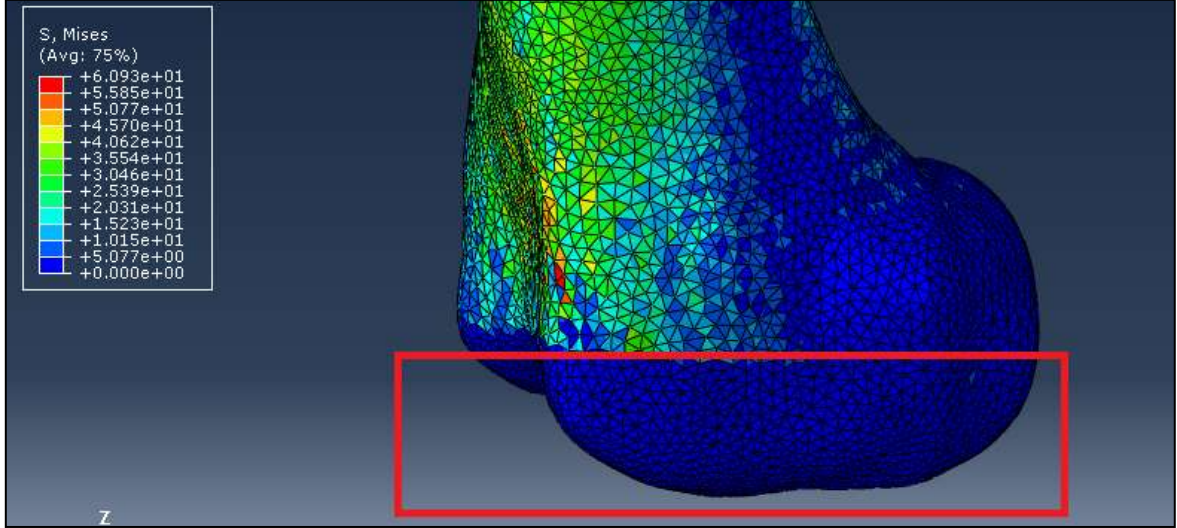


Şekil 24.Hacimsel Malzeme Dağılım Görüntüsü

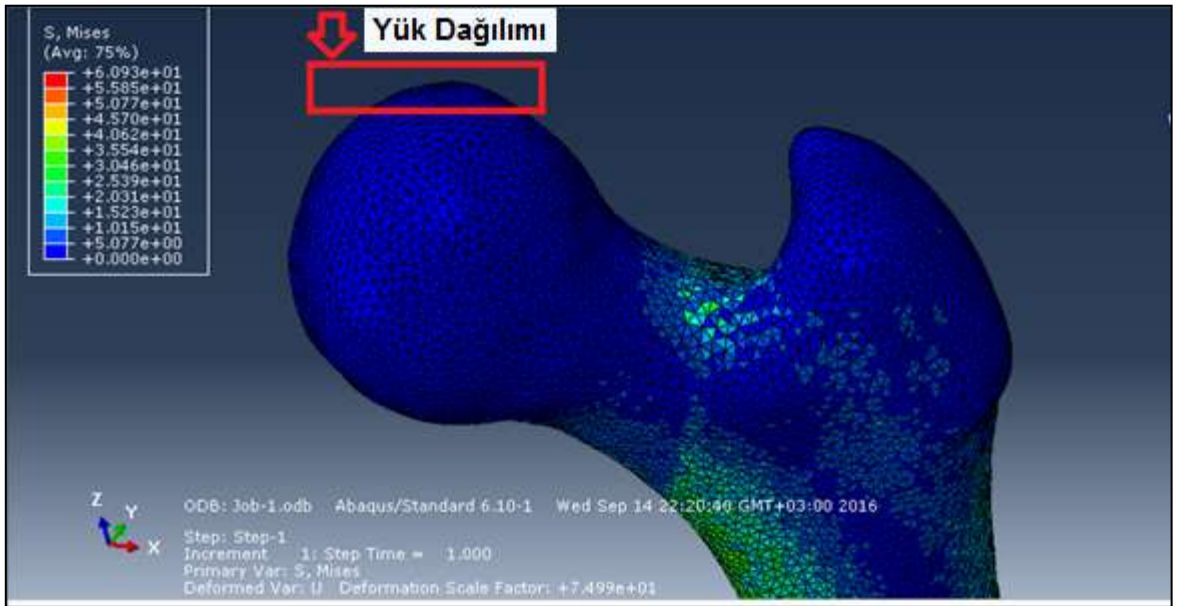
Malzeme tanımı Mimics' de tanımlandıktan sonra, modelin yük dağılımı ve sınır koşulları Şekil 25 ve 26' da ABAQUS SEA programında tanımlanmıştır.

Bu çalışmada doğru sonuçlar elde etmek için yük dağılımı ve sınır koşulları tek bir sorgu ile hepsinde aynı şekilde kaydedilmiştir. Bu nedenle, her ABAQUS SEA programı koşusu modelin sahip olduğu malzeme adetleri hariç aynı koşullara sahip hale getirilmiştir.

Yük, femurun baş bölgesinden -z doğrultusunda Şekil 26' daki gibi uygulanmıştır. Sınır değeri femurun Şekil 25' da gösterildiği bölgesinden ankastre olarak sabitlenmesiyle belirlenmiştir.



Şekil 25.Sınır Şartları



Şekil 26.Yük Dağılımı

## 5. MATLAB İLE KEMİK MODELLEME

### 5.1. MATLAB İLE MODELLEME

Sağlık sektöründe dijital görüntülerin etkisi çok geniştir. Tıbbi görüntüler özellikle tanı ve tedaviden önce tıp doktorları tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu tıbbi görüntüler üç farklı renkle oluşturulmuştur; siyah, gri ve beyaz. Bu renkler, kullanıcının daha fazla bilgilenmesine yardımcı olan parametrelerdir. Sonuçta, sorunun detaylı olarak belirlenmesi için ayrıntılı bir tıbbi görüntü gereklidir, böylece tıp doktorunun teşhisi ve tedavisi de daha doğru olacaktır.

Bilgisayar algoritmalarının ve matematiksel kodların kullanılması dijital görüntüleri anlamlı kılar. Dijital görüntü işleme, görüntüyü piksel olarak tanıma ile gerçekleşir. Görüntü işleme sadece tıp doktorları tarafından değil, aynı zamanda fotoğrafçılar, grafik tasarımcıları ve mühendisler tarafından da kullanılmaktadır. Mühendislik bölümleri arasında bile çeşitli şekillerde görüntü işleme kullanılmaktadır. Örneğin, mekanik veya tasarım mühendisleri, biyomühendislik yardımıyla matematiksel formülleri kullanarak görüntülerden iki ve üç boyutlu katı modeller oluşturabilir. Biyomedikal mühendisleri ve biyomühendisler sert ve yumuşak dokuların üç boyutlu tıbbi modelleri üzerinde çalışabilirler. Bu yapılar; kemikler, kırıkdağlar, tendonlar ve damarlar gibi diğer biyolojik dokulardır.

Görüntü işleme, resmin her pikselini ayrı ayrı görüntülemektedir. Şekil 27' de görüldüğü üzere, bir BT üzerindeki her bir piksel rengi farklı üç renkte olabilir. Bu renkler; beyaz, siyah ve gri olabilir. Özellikle Manyetik Rezonans Görüntüsü (MRI) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) gibi bazı medikal görüntülerin renkleri dokunun sertliğine bağlı olarak değişen siyah, beyaz ve gri renkte görülür. Bu skala, gri skala olarak tanımlanır. Örneğin, kırıkdağlar veya damarlar yumuşak dokular olduğundan renkleri gri veya siyah olurken, kemik sert bir doku olduğundan beyazdır. Gri renk kendi içinde beyazın yoğunluğuna bağlı olarak açık gri ya da koyu gri renk olarak görünmektedir. BT veya MRI'nın dijital veri dosyaları, dinamik bir uzantıya sahiptir. Bu uzantı, BT veya MRI görüntülerinin, z yönünde çok sayıda dicom uzantılı dosya eklenerek oluşturulması ile gerçekleşir. BT, MRI görüntüsü ile karşılaştırıldığında, üzerinde daha kolay çalışılabilir bir veri deposudur. MRI görüntülerinde, renk skalasının gri tonlarının daha fazla ve birbirine daha yakın olması sebebiyle, BT' ye göre Mimics ya da 3 Matic gibi bazı yazılımlar aracılığıyla, sert doku üzerinden yumuşak dokuları temizlemek daha zordur. Dokular MRI görüntülerinde birbirine renk olarak daha yakındır, renk tonları birbirine yaklaştıkça dokular birbirine karışmaktadır. Aynı zamanda, gri tonların çoğu değerlerini HU değerlerine dönüştürmenin altın formülü olan *Denklem 1'* in kullanımı da mümkündür.[26]

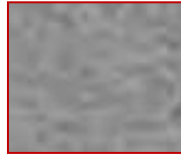
Renkler, Matlab üzerinde Hounsfield Birimleri (HU) olarak tanımlanan sayılara karşılık gelir. [26] Hounsfield birimi, *Denklem 1* ile yoğunluğa dönüştürülebildiği bir ölçektir. Tıbbi modelleme ve analizler de bu şekilde bir veri bütünlüğü kullanılarak gerçekleştirilebilir.

Şekil 28' deki gibi piksellerin koordinatı her BT görüntüsünde bellidir. Her piksel, kendi başına (X, Y, Z) bulunan bir nokta olarak tanımlanan kendi koordinatlarına

yerleştirilmiştir. Her pikselin ve Şekil 29' daki gibi rengi ve HU renk numaraları 0-255 aralığında değişmektedir. Örneğin, siyah "0" olarak tanımlanırken beyaz "255" olarak tanımlanır.



Şekil 27. Kalça Kemiği BT Görüntüsü



Şekil 28. BT Görüntüsünden Pikseller



Şekil 29. Olası Piksel Renkleri ve HU Değerleri

Bir BT görüntü dosyası, bazı DCM veya DICOM uzantılı alt dosyalar içerir. Bir kemiğin 3 boyutlu modelinin kalitesi, doğrudan bu alt dosyaların boyutlarına, adlarına, sırasına ve çözünürlük gibi özelliklerine bağlıdır.

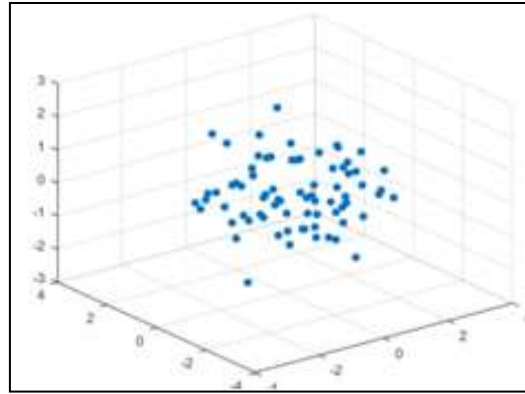
DICOM' ların özellikle çözünürlüğü, yazılımlar için çok önemlidir. Eğer, Mimics ve Matlab vb. gibi programlar için çözünürlük yeterli değilse, sonuçta 3 boyutlu model net ve bütün olmayacak, sert ve yumuşak bir dokunun ayrışması daha karmaşık hale gelecektir. Düşük çözünürlük ya da dosyalama kalitesi ile, 3 boyutlu sert ya da yumuşak dokular BT' den oluşturulduğunda ilk orijinal modelde eksiklikler ve bazı boşluklar yer almaktadır. Bu boşluklar BT' den BT' ye değişir, bazı örneklerde doldurulamaz hale bile gelebilir. Bu durumda model 3 boyutlu olarak görünse bile, yüzey yani 2 boyut özelliği gösterir. Dolayısıyla yapılacak çalışmalar kısıtlı hale gelir. Aynı BT' ye dayalı 3 boyutlu modelleme Matlab yardımıyla yapıldığında, model kalitesi sonuçlarına çözünürlük etkisi araştırılmaktadır.

Matlab' i kullanarak, BT' ye dayalı bir kemiğin 3 boyutlu modellenmesi için tamamlanması gereken bazı temel basamaklar vardır: Segmentasyon, Eşikleme,

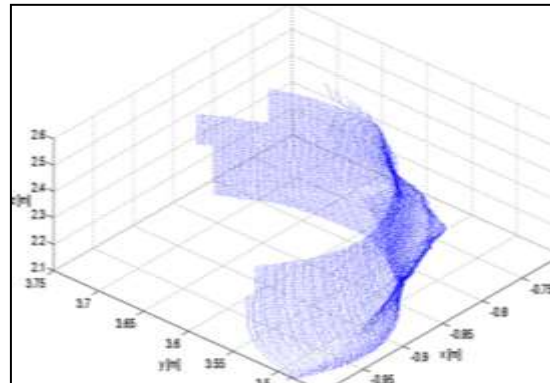


Lekeleri Ortadan Kaldırma, Konturlama, Görüntüleme vb. Matlab' ta süreç Mimics' den daha uzun sürmektedir.

Bu çalışmada, farklı BT taramaları doğru HU değerlerine bağlı olarak Matlab üzerinde kodlama yaparak 2 boyutlu bir model olarak görselleştirilmiştir. Şekil 30' daki gibi bir nokta bulutu piksellerin x, y koordinatları tarafından oluşturulur. [27] Ardından, piksel koordinat noktaları ile Şekil 31' deki gibi 2 boyutlu bir model oluşur. Daha sonra 2 boyutlu model, z yönündeki verileri interpolate ederek 3 boyutlu modele dönüştürülür. 3 boyutlu verilere geçiş yapılırken, z yönündeki dilim kalınlığı belirleyici bir parametredir. Katmanların z yönündeki kalınlığının az olması istenmektedir. Katmanlar birbirine ne kadar yakın ise, 3 boyutlu veriler o kadar doğrudur.



Şekil 30.Nokta Bulutu



Şekil 31.Nokta Bulutundan Elde Edilen Yüzey ve Hacim, (Referans'tan alınmıştır)

## 5.2. MIMICS YERİNE MATLAB KULLANIMI

Mimics Materialise yazılımı, tıbbi model tasarlamak ve uygulamak için oldukça pahalı bir programdır. Ancak aynı zamanda bu yazılım, üç boyutlu modelleri oluşturmak için benzersizdir. Mimics' in teknik özellikleri çok etkilidir. Örneğin, ağ örme çok pürüzsüzdür ve yüksek kalitedir, sadece ağ örmeye özel yazılımlar için bile sonuçlar bu kadar pürüzsüz değildir. Ancak sonuçta, yüksek fiyatı ve lisans gerekliliği nedeniyle öğrenciler bu mükemmel aracı etkin bir şekilde uzun süreli çalışmalarda verimli kullanamazlar. Öğrenci sürümleri, proje boyunca kullanılamayacak kadar kısa sürelidir. Bu durum medikal modelleme çalışanlar için bir zorluk oluşturmaktadır. Ancak programın alt yapısı incelendiğinde, basit görüntü işleme tekniği ile modelleme yaptığı belirlenmiştir.

Matlab, 3 Boyutlu Modeller oluşturma konusunda kullanım kolaylığı ile Mimics' e bir alternatif olabilir. Matlab' ın matris laboratuvarı içerisinde, sayıları piksel renklerinin parçalarını simgeleyen bir matris vardır. Öncelikle, piksel koordinatları kodlama yapılarak tanımlanır. Bu piksellerden, beyaz piksel görüntüler seçilir ve diğerlerini filtrelenerek ortadan kaldırılır. Daha sonra noktalar piksel konumlarına göre Şekil 30' daki örnek resim gibi bir nokta bulutu ile birleştirilir. Bu nokta bulut medikal modelin Şekil 31' de görülebilen yüzeyini verir. Bu yüzeyde görüntülenen farklı renklerden sert doku ve yumuşak doku ayırt edilir. Her filtreleme işlemi sonrası, Şekil 33'deki gibi bir histogram görüntülendiğinde, hangi bölgede kaç adet o renkte piksel dolayısıyla nokta var belirlenir. Her bir iterasyonda, aynı renk sert dokunun yoğun olduğu bölgeye daha derin bakılırsa, yumuşak doku resimden Şekil 35-39 aralığında görülebildiği gibi temizlenir. Son olarak modelin yüzeyi, modelin hacmine dönüştürülür. Yani model yüzeyden hacme, Şekil 32' deki gibi 2 boyuttan 3 boyuta geçiş yapar.



Şekil 32.3 Boyutlu Model, (Referans'tan alınmıştır)

## 5.3. MATLAB İLE BT' DEN 3 BOYUTLU KEMİK MODELLEMESİ

### 5.3.1. SEGMENTASYON DENEMESİ: SAĞLIKLI C

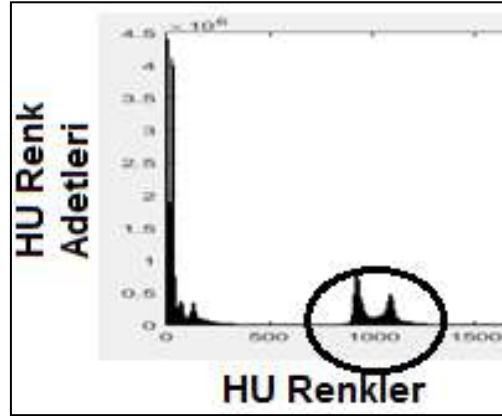
Bu çalışmanın Bölüm II ( *Bölüm 5*) kapsamında yapılan ilk deneme çalışmasında, Bölüm III' teki ( *Bölüm 6*) Sağlıklı C, erkek, 1949 doğumlu sağlıklı bireyin sağ ve sol kalça BT görüntüleri MATLAB' e çağırılarak yapılan bu çalışma sonrası aşağıdaki görüntüler alınmıştır.

Bu bölümde yapılacak çalışmada öncelikle Sağlıklı C BT görüntülerine uygun HU değerleri ile histogram oluşturulacaktır. Bu histogram sayesinde BT görüntüsü x ve y ekseninde renklere ve renklerin yoğunluğuna bağlı olarak sınırlanabilmektedir.

Sağlıklı C' nin BT verileri için oluşturulan histogram Şekil 33' de gösterilmiştir. Bu histogramda, yatay eksen HU değerinin rengini, dikey eksen HU değerinin adedini simgeler.

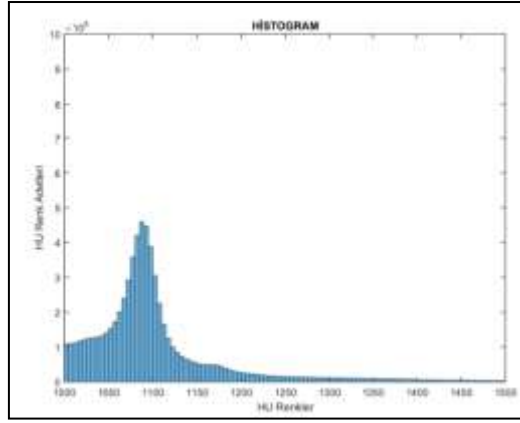
Şekil 35'deki Sağlıklı C' nin BT görüntüsünün orijinal halinden, ilk olarak histogram değerinin 1000 değerinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Bu resimdeki mavi bölgeler yumuşak dokuyu, sarı bölgeler sert dokuyu temsil etmektedir.

Bu çalışmada modellenmek istenen kemik doku sert doku olduğundan, bu dokunun yoğun olan sarı renkli bölgeler, mavi renkli yumuşak doku dışarıda kalacak şekilde filtrelenmiştir.



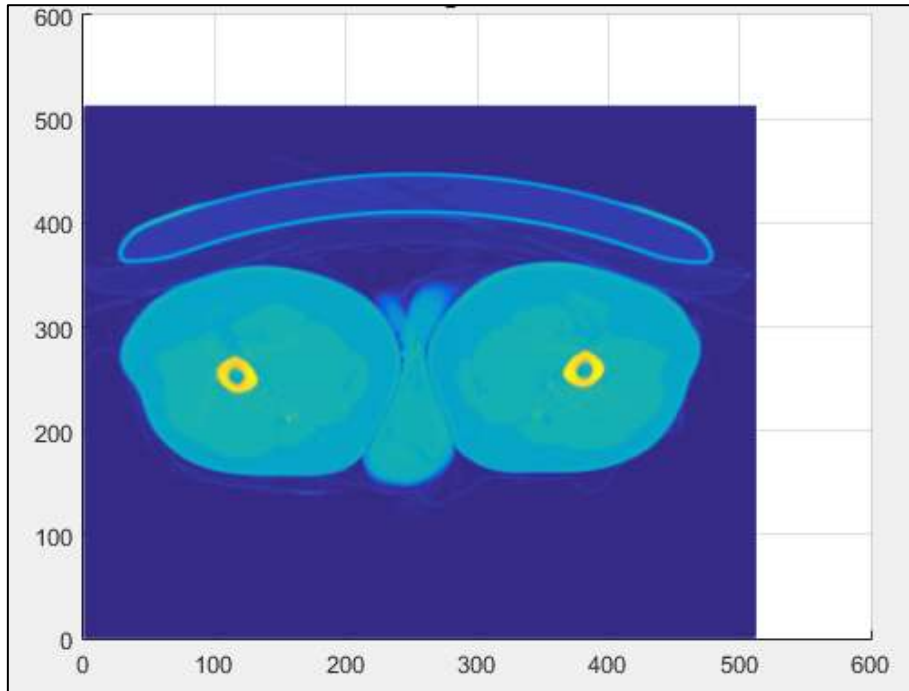
Şekil 33.Sağlıklı C Histogram



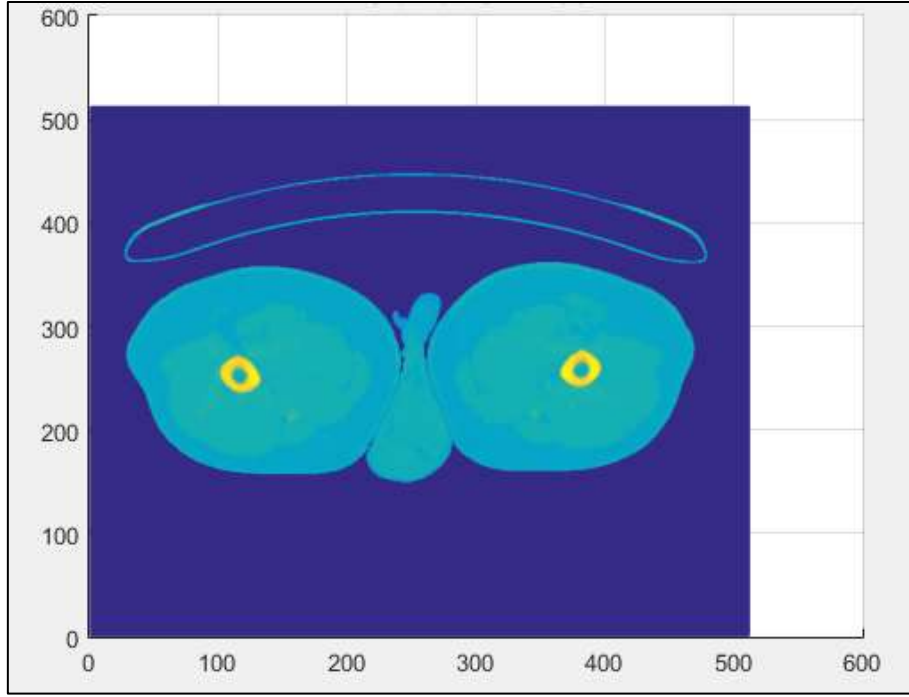


Şekil 34.Sağlıklı C Histogram Detay

Şekil 34' te gösterilen histogramdaki yoğunluk ile eşik değer göz önüne alınarak, Sağlıklı C' nin BT görüntüsünden 700'den küçük olan kısım filtrelenerek Şekil 35' te görülen BT görüntüsü elde edilmiştir. Devamında 1000'den küçük olan kısım filtrelenerek Şekil 36' da görülen resim elde edilmiştir.

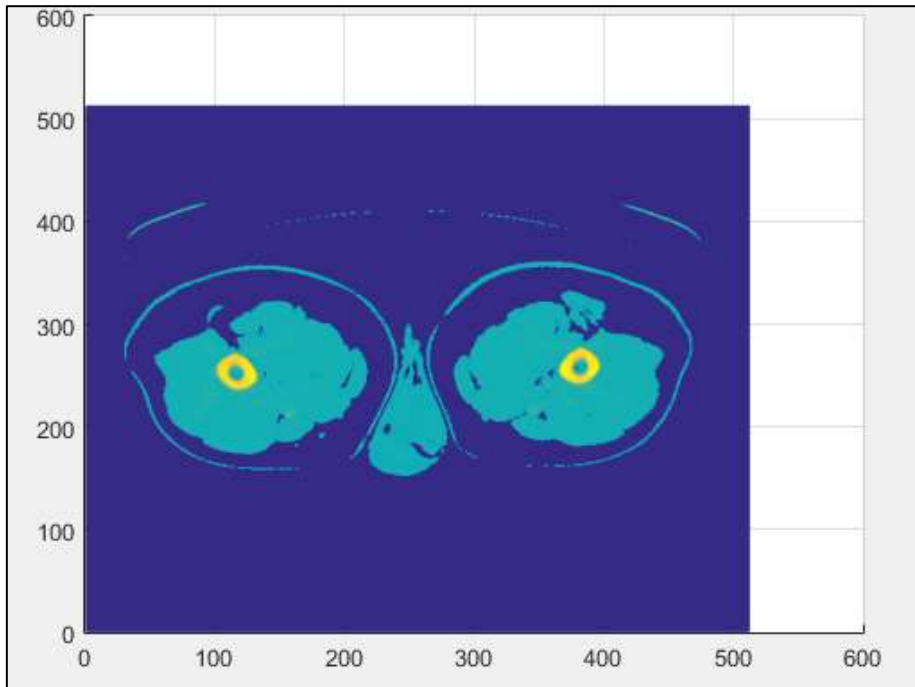


Şekil 35.Sağlıklı C Orjinal BT

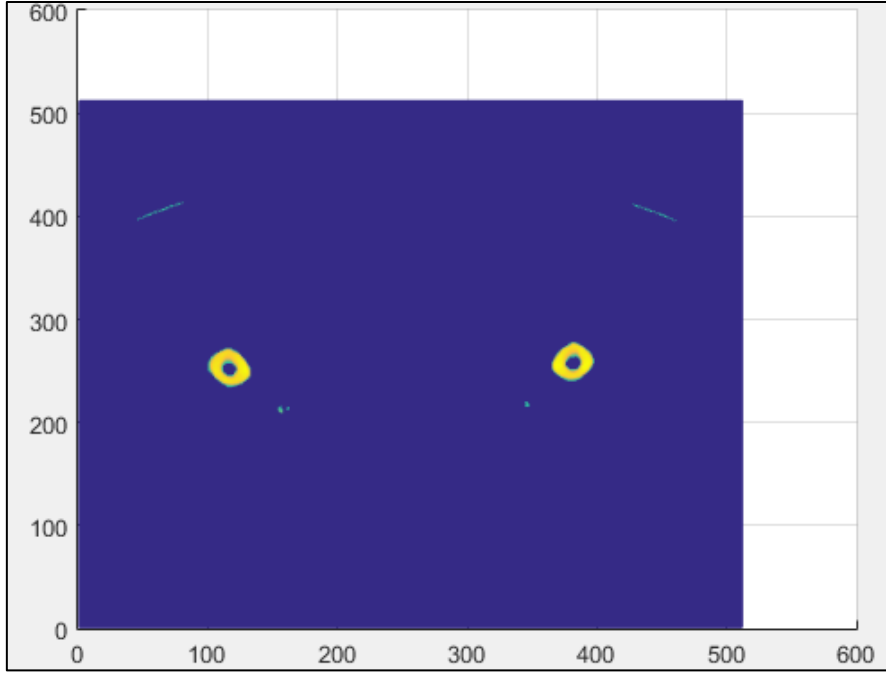


Şekil 36.Sağlıklı C Yumuşak Dokudan Az Temizlenmiş(<700) BT

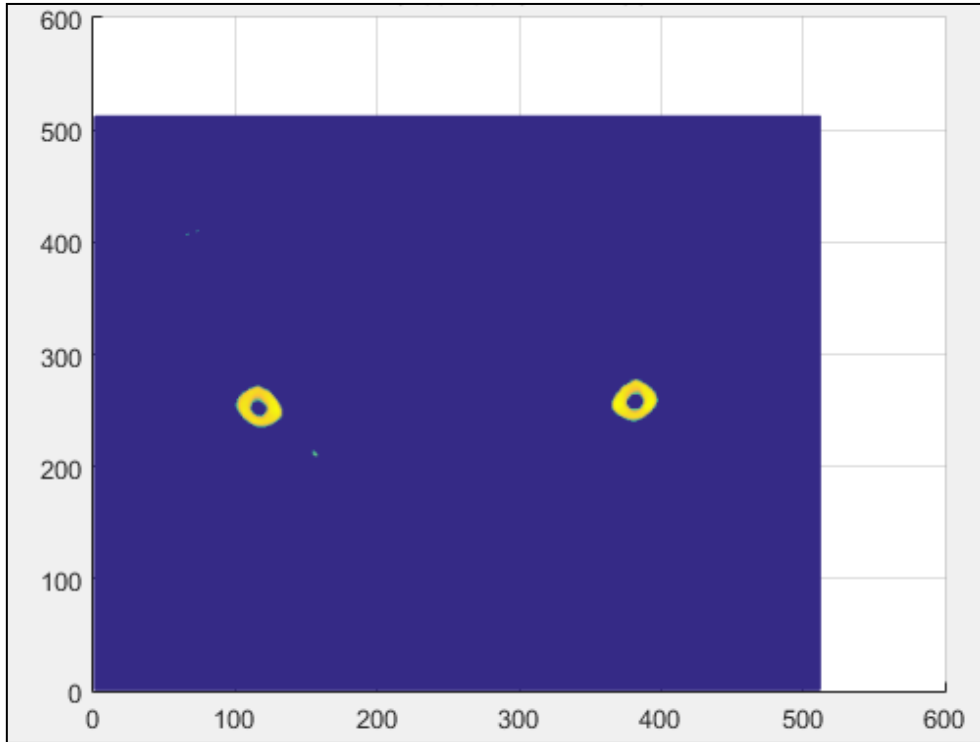
Görüldüğü gibi sarı ile gösterilen sert doku giderek netleşmekte ve temizlenmektedir. Şekil 35- 40 aralığındaki resimlere bakıldığında sert doku dışındaki dokuların resimden temizlendiği görülmektedir. Elde edilen son resim Şekil 40' ta, sarı renkteki sert kemik hariç herhangi bir yumuşak doku görünmemektedir.



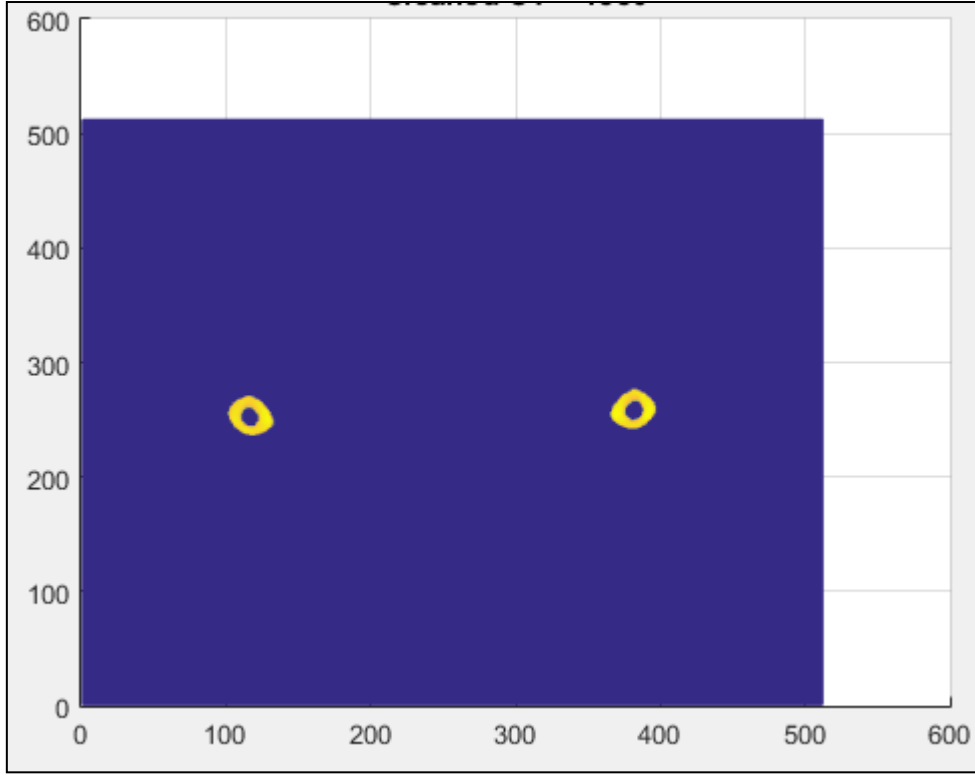
Şekil 37.Sağlıklı C Yumuşak Dokudan Çok Temizlenmiş(<1000) BT



Şekil 38.Sağlıklı C Yumuşak Dokudan Temizlenmiş(<1200) BT



Şekil 39.Sağlıklı C Yumuşak Dokudan Temizlenmiş(<1250) BT



Şekil 40.Sağlıklı C Yumuşak Dokudan Temizlenmiş(<1550) BT

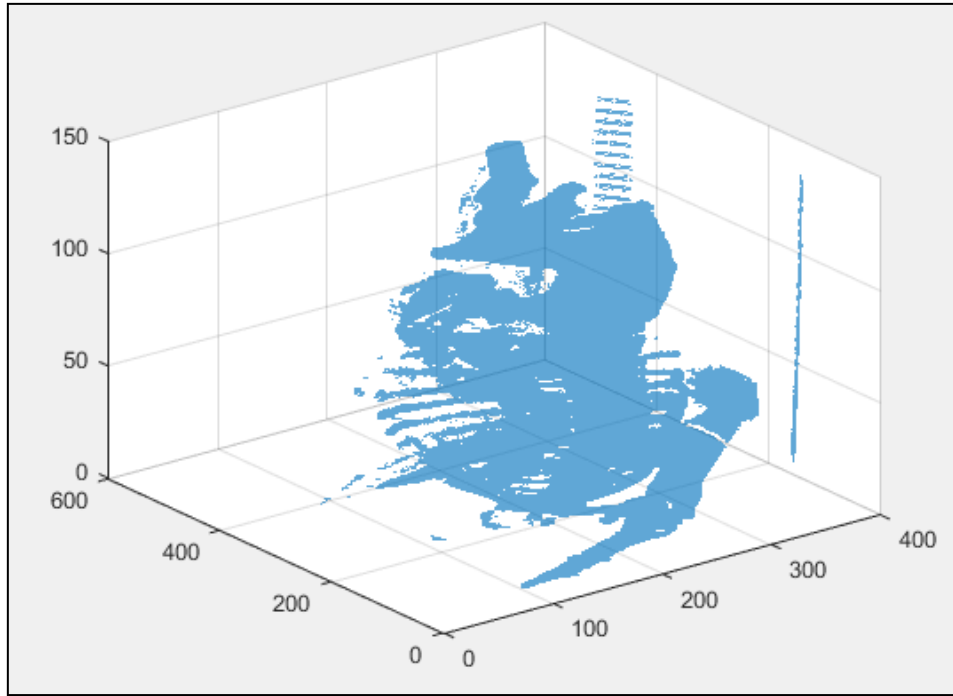
### 5.3.2. NOKTA BULUTU OLUŞTURMA

Bu aşamada, Sağlıklı C temizlenen BT görüntüsü üzerinden çalışılarak, öncelikle bir pikselin mm cinsinden ölçüleri ile dilimlerin z eksenindeki ilerleme mesafesi ya da dilimler arası mesafe hesaplanır. Sağlıklı C' ye ait olan her bir BT görüntüsü 512x512 çözünürlüğe sahiptir. Bu aynı zamanda piksel sayısıdır. Bunun yanında, bu görüntünün uzunluk ve geniŐliđi de 17cm' dir.

Bir piksel boyutu Sağlıklı C için, 0.88 mmx0.88 mm' dir.

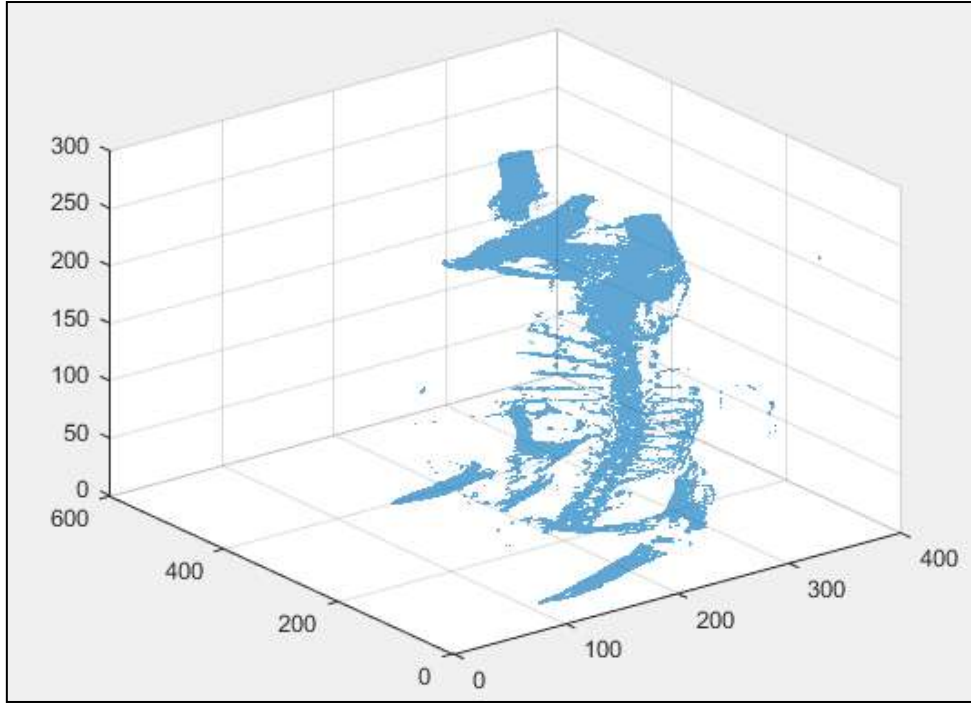
Dilimler arası mesafe de 2 mm'dir.

Bu bilgiler ışığında, her birim piksel için x,y,z noktası tanımlanıp, z boyunca 2 mm ilerletilerek, bir nokta bulutu oluşturulur. Şekil 41' deki temizlenmiş model üzerinden her bir pikselin x, y, ve z mesafelerinden oluşturulan bir noktalar kümesi ya da nokta bulutu resmi gösterilmiştir.



Şekil 41.Sağlıklı C Nokta Bulutu(<1200) BT

Sağlıklı C' nin yumuşak dokudan Şekil 42' deki temizlenmiş model üzerinden her bir pikselin x, y, ve z mesafelerinden oluşturulan bir noktalar kümesi ya da nokta bulutu resmi gösterilmiştir.



Şekil 42.Sağlıklı C Nokta Bulutu (<1550) BT

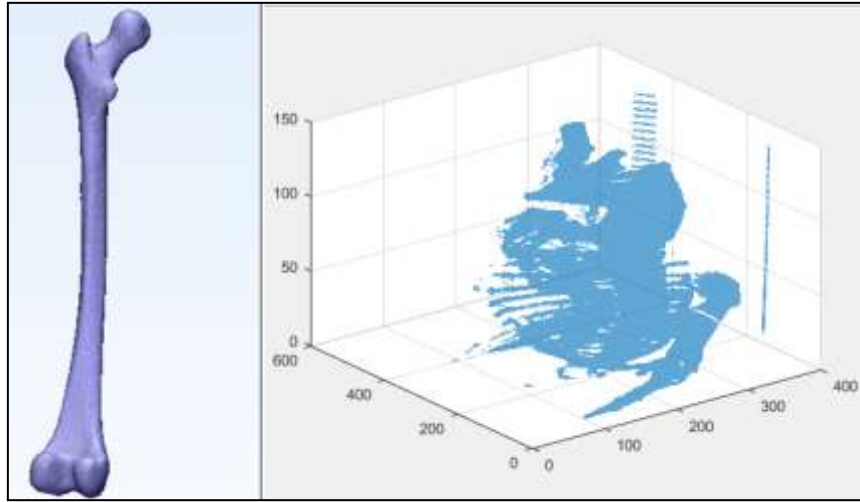
İki nokta bulutu arasındaki fark oldukça Şekil 41 ve 42' de görülebileceği üzere nettir. Görüntüdeki sert doku netliği ve yumuşak dokudan filtreleme işlemi başka bir deyişle, eşikleme işleme ile model optimize edildikçe, sonunda ulaşılabilecek nokta bulutu ve 3 boyutlu model kalitesi de o kadar artmaktadır.

### 5.3.3. 3 BOYUTLU MODELİ YARATMA

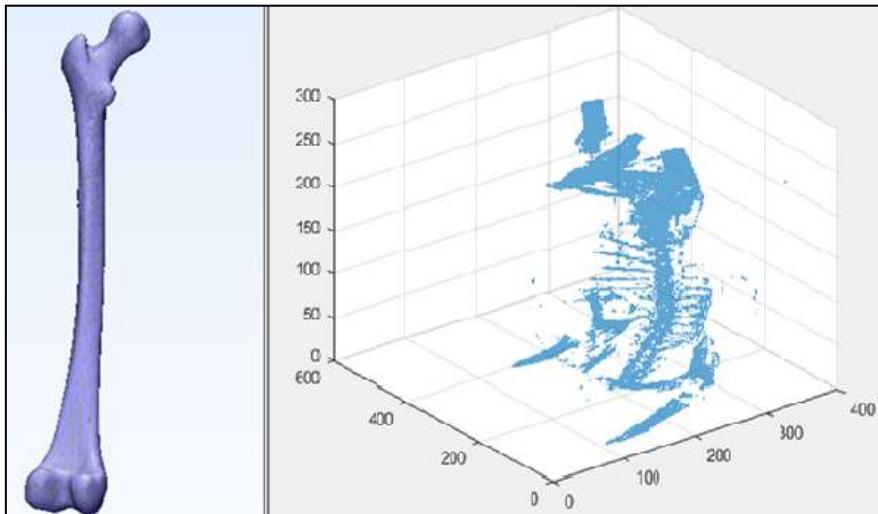
Bu aşamada oluşturulan nokta bulutundan 3 boyutlu bir hacim oluşturulmaya çalışılmıştır. Ancak, MATLAB' de dosya boyutu hatası alınmıştır.

#### 5.4. MATLAB- MIMICS MODEL KARŞILAŞTIRILMASI

MATLAB ve Mimics kullanılarak BT görüntülerinden elde edilen iki model arasındaki farklar bu bölümdeki nokta bulutu ve Bölüm I' deki (Bölüm 4) 3 boyutlu model resimlerinden görülebileceği üzere, Şekil 43 ve 44' ten görülebileceği üzere aradaki fark oldukça büyüktür. Buradan Mimics programının alt yapısındaki yazılımın çok detaylı ve güçlü olduğu görülmektedir. Ancak, her ne kadar MATLAB ile oluşturulan nokta bulutu çok net olmasa da, aynı süreci takip edebildiği ve Mimics programını aradan çıkararak, kolay kullanımı ile alternatif bir medikal modelleme yapabileceği bu çalışma kapsamında görülebilmektedir. MATLAB' deki kodlamanın detaylandırılması ile daha net bir nokta bulutu ve 3 boyutlu modele ulaşılması mümkündür. Ayrıca Mimics' te yapılan medikal modelleme sırasında karşılaşılan bazı zorluklarda, Bölüm III' te (Bölüm 6) görülebileceği gibi sonuçlara yadsınamaz derecede çok etki etmektedir.



Şekil 43.MATLAB- MIMICS Karşılaştırılması



Şekil 44.Eşiklenmiş MATLAB- MIMICS Karşılaştırılması

## 6. GERÇEK HASTA KEMİKLERİNİN MODELLEMESİ

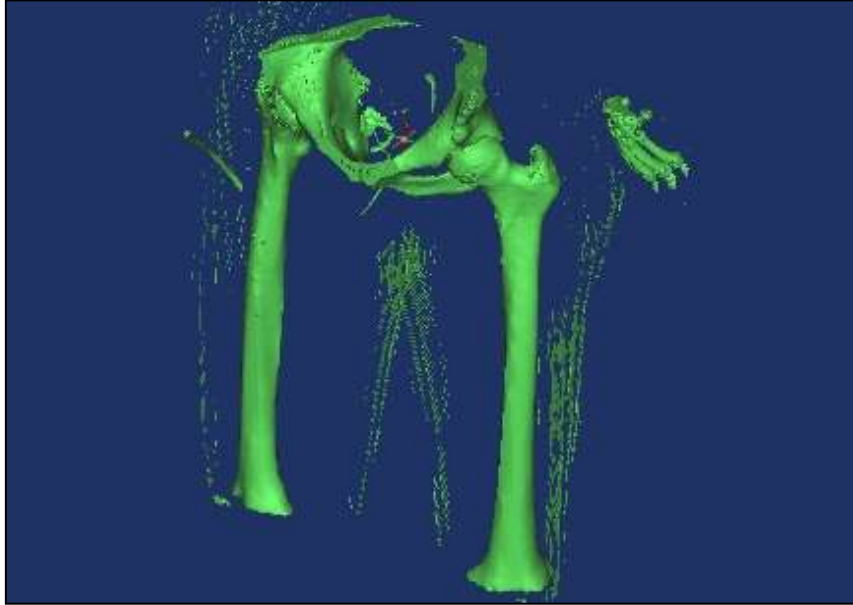
### 6.1. SAĞLIKLI A

Sağlıklı A için, 1977 doğum tarihli erkek hastanın iki ayrı uyluk kemiği Mimics ve 3 matic yazılımları yardımıyla aşağıdaki şekilde modellenmiştir. Sağlıklı A' nın BT'si SIEMENS marka Sensation 16 model cihazda, 512x512 çözünürlükte olup, 0.43 zoom değerlerine sahip olarak 2016 yılında çekilmiştir. DCM ya da DICOM dosyaları iki ayrı dosyada kaydedilmiştir. Bu iki dosya içeriğindeki resimler sıralı isimlendirilmiştir ve hepsinin boyutu aynı olup, 550 ve 516 kb'dır. Her bir piksel aralığı 0.955\0.955' dir. Z yönündeki dilim aralığı uzunluğu 2 mm, değeri ise 3 mm'dir. HU aralığı ise 500-2000 değerleri arasında değişmektedir.

Bu özellikler modelin kalitesinde önemli ölçüde etkilidir. Bu çalışmada, farklı kalitedeki kemik modellerinin kıyaslaması yapılacaktır.

İlk olarak aşağıdaki şekilde Sağlıklı A' nın BT görüntülerinden maskeler yardımıyla filtrelenir ve Şekil 45' teki orijinal model elde edilir. Model elde edilirken, analizi yapılacak olan kemik belirlenir. Hem yumuşak, hem de sert doku içerikli olarak gelen model, kesme, temizleme gibi bazı işlemler yardımıyla temizlenmelidir. Çünkü tek bir parça olan model istenilen kemik yanında Şekil 46 ve 47' de görüldüğü gibi diğer dokuları da içermektedir. Bu çalışmada kullanılan femur, Şekil 48' de birkaç maske yardımıyla yumuşak doku ve diğer sert dokulardan ayırt edilerek yeniden kaydedilmiştir.

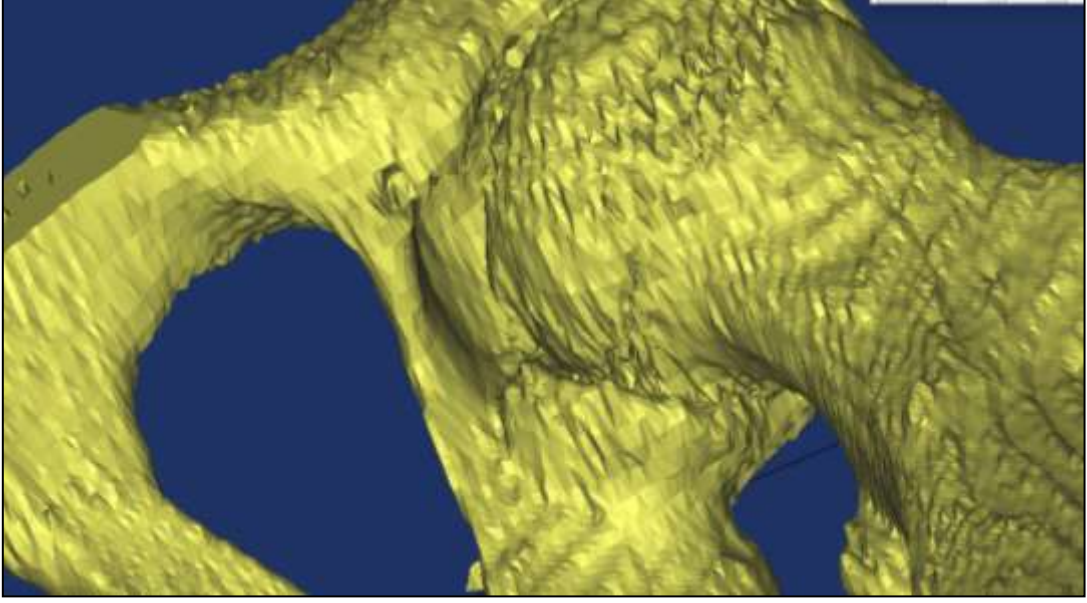
Aşağıdaki Şekil 45-50' de, 3 boyutlu modeldeki maske güncellenmesi işlemi öncesi ve sonrası modeller görülmektedir. Bu işlem ne kadar modele yaklaşılarak ve her açıdan döndürülerek yapılırsa, model o kadar kolay temizlenir.



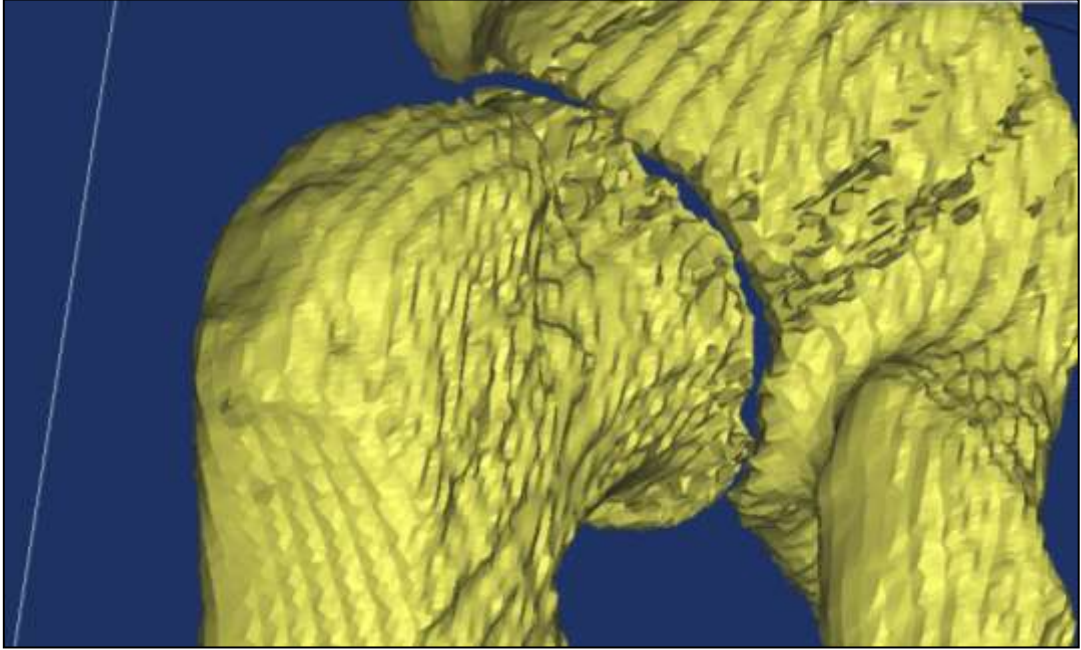
Şekil 45.Sağlıklı A Sağ ve Sol Kemik- Orjinal Modelleri



Mimics programında her maske farklı renkte ve farklı özellikte atanabilmektedir. Dolayısıyla sağlıklı birey için önce yeşil maske ile iki kemikte modellenmiş olup, sonra sarı maskeler kullanılarak birbirinden ayrılarak kaydedilmiştir.

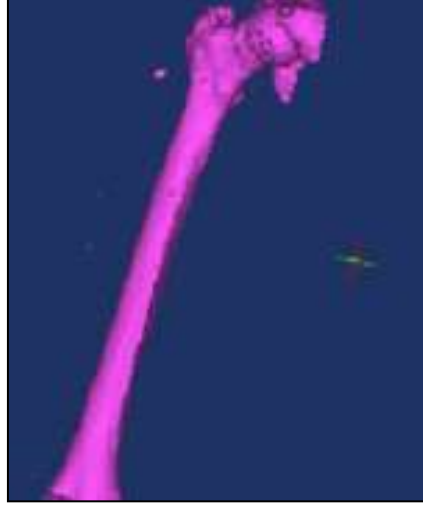


Şekil 46.Sağlıklı A Sağ Kemik- Orjinal Model



Şekil 47.Sağlıklı A Sağ Kemik- Maskelenmiş Orjinal Model

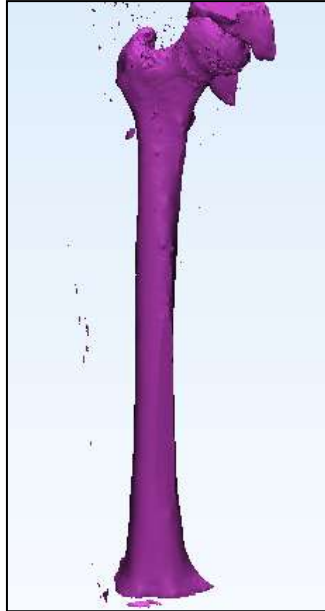
Devamında aşağıdaki şekilde, sağlıklı bireyin orijinal modeli 3 Matic yazılımı yardımıyla açılarak, gereksiz noktalar ilgili komutlar kullanılarak, kesilerek silinir. Model yüzeyi yükseltilerden arındırılır, pürüzler giderilir ve model yüzeyi düzeltir.



şekil 48.Sağlıklı A Sağ Kemik- Segmentasyonu

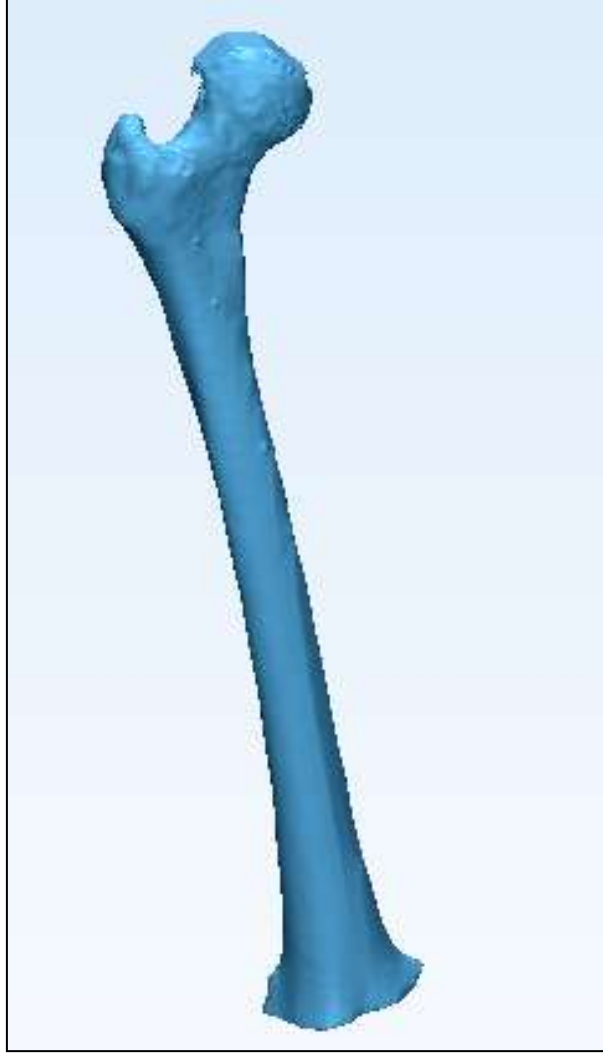
Aşağıdaki şekil 49 ve 50' de 3 Matic programındaki yüzey işlemleri yapılmadan ve yapıldıktan sonraki sağlıklı birey A sağ femur kemiği modeli mevcuttur.

şekil 45' deki model üzerinde, kesme, temizleme, düzleştirme, prz giderme, tamamlama, doldurma ve düzgünleştirme gibi bazı ardı ardına işlemler yapılır.



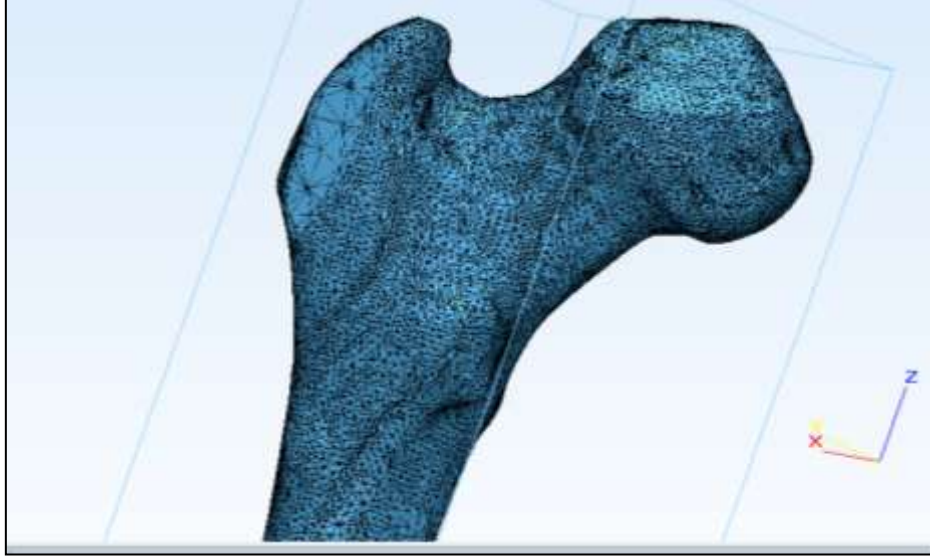
şekil 49.Sağlıklı A Sağ Kemik- 3 Matic ile Temizlenmemiş Model

Bu işlemler sonrasında model yüzey pürüzlülüğü sağlanarak, temizlenmiş olarak Şekil 50' deki haliyle kaydedilir. İşlemler belli başlı olmak üzere, işlemlerde kullanılan değerler farklı hastalara ait farklı modellere göre değişiklik gösterebilmektedir.



Şekil 50.Sağlıklı A Sağ Kemik- 3 Matic ile Temizlenmiş Model

Temizlenen model üzerinde Şekil 51’deki gibi hacimsel ağ atma işlemi yapılır. Ağ atma işleminde, sağlıklı birey sağ femur kemiği için toplamda 114601 adet düğüm, 419632 adet hacim elemanı 181142 adet üçgen ile oluşturulmuştur, sol femur kemiği için toplamda 55517 adet düğüm ve 323715 adet hacim elemanı ve 124954 adet üçgen ile oluşturulmuştur.



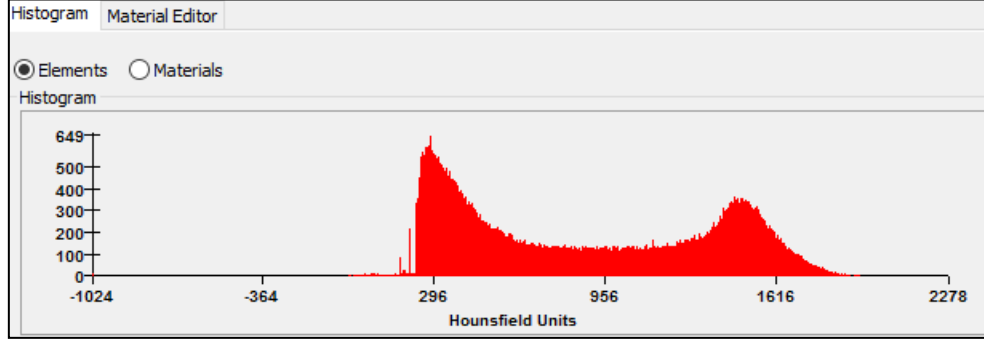
Şekil 51.Sağlıklı A Sağ Kemik- 3 Matic ile Modele Ağ Atılması

3 Matic programında temizlenen ve ağ atılan model yüzeyine yeniden Mimics yazılımındaki eski model üzerine kopyala yapıştır komutları ile eklenerek, Şekil 52’de olduğu gibi malzeme tanımlanması işlemi gerçekleştirilir. Bu işlem sırasında hastaya özel olarak, modeldeki trabeküler, kortikal kemik hacmi dağılımları hazır olarak tanımlanmıştır. Ancak kullanılan elastik modül formülü ve Poisson oranları tanımlanmaktadır. Bu çalışmada daha önce tanımlanmış olan elastik modül için, Morgan ve diğerlerinin tanımladığı *Denklem 3* ve Poisson oranı için Shefelbine ve diğerlerinin da kullandığı 0.3 oranı kullanılmıştır.



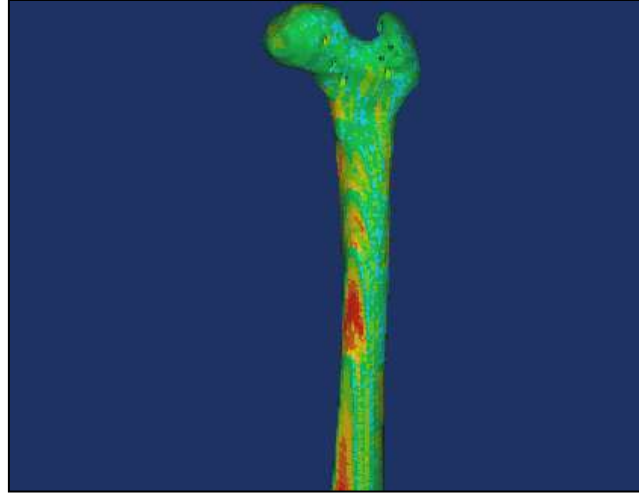
Şekil 52.Malzeme Tanımlanma İşlemi Sağlıklı A Sağ Femur Kemik Model

Tüm malzemeler için HU değerleri olarak malzeme tanımlanırken, Şekil 53' deki histogramda da görülebilmektedir. Program bu HU değerlerini dikkate alarak malzeme tanımlarını yapmaktadır.



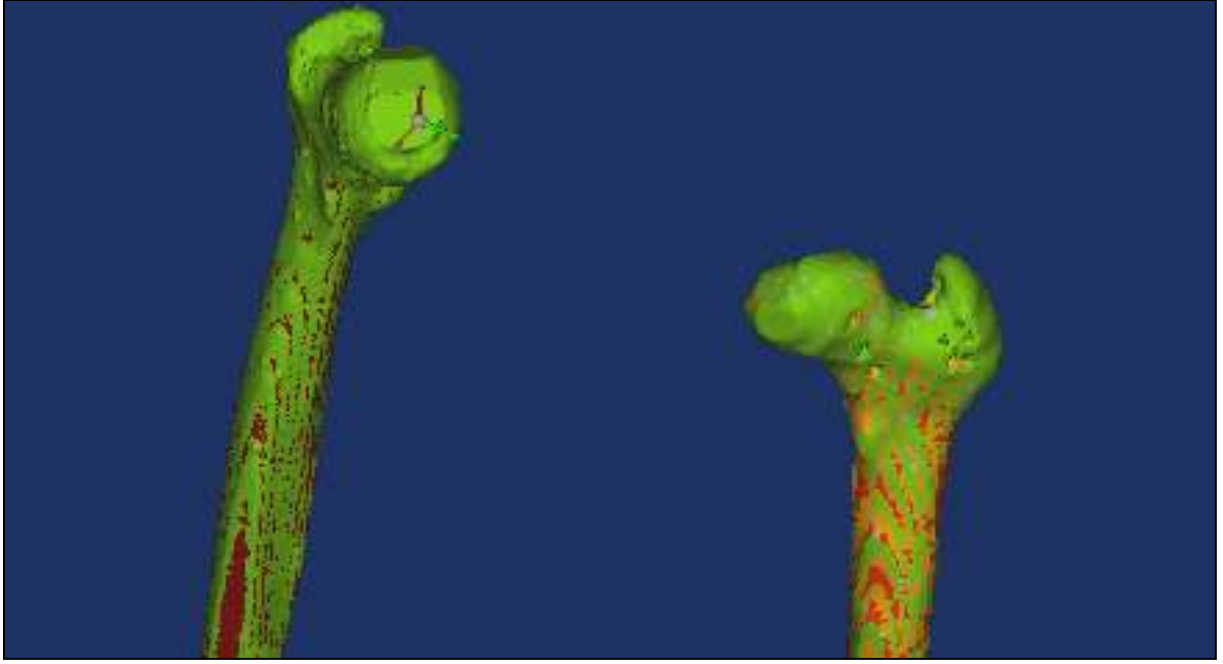
Şekil 53.Sağlıklı A Sağ Femur kemiği için örnek bir Mimics Histogramı

Malzeme tanımlanma işlemi sonrası model farklı malzemelerin farklı renkleriyle aşağıdaki Şekil 54' deki gibi görünür. Bu dağılım sonrasındaki statik analiz aşamasında ABAQUS SEA programında hazır olarak gelmektedir.



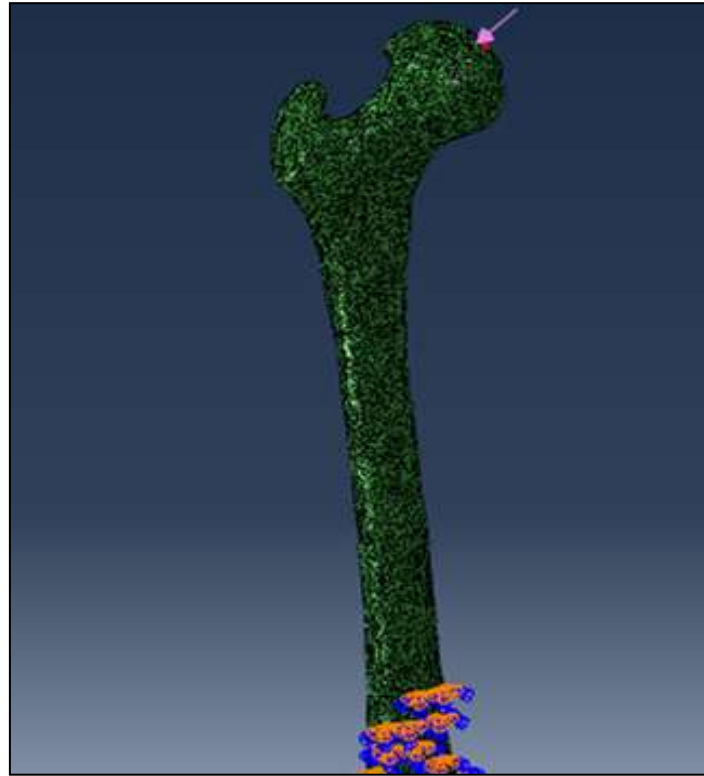
Şekil 54.Malzeme Tanımlanması Yapılmış Sağlıklı A Sağ Femur Kemik Model

Sağ ve sol kemik modelleri ayrı ayrı aynı işlemlerden geçirilerek, aşağıdaki şekilde Şekil 55' deki gibi malzemeleri atanarak ABAQUS SEA programı için hazır halde "inp" uzantılı kaydedilmiştir.



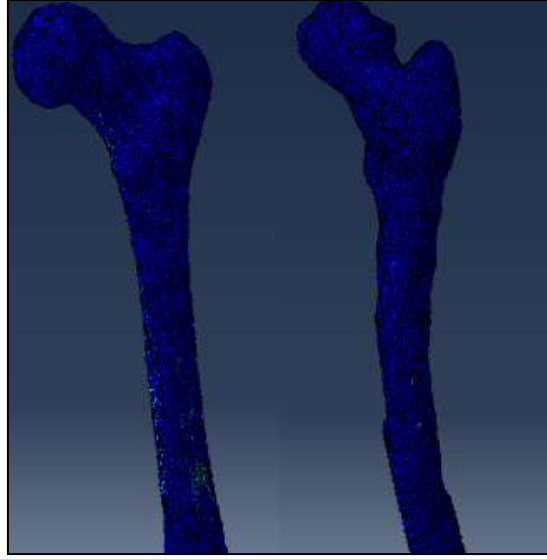
Şekil 55.Sağlıklı Birey A Sağ ve Sol Kemik- Mimics Malzeme Atanmış Modeller

Son aşamada, model ABAQUS SEA programına çağrılarak, statik analizleri yapılmıştır. Şekil 56' daki model sınır şartları olarak şekildeki gibi ankastre sabitlenerek, yükleme femur başına -45 derece yönünde basma olarak tanımlanmıştır. Sonuçlarda, von-Misses gerilmeleri tespit edilmiştir.

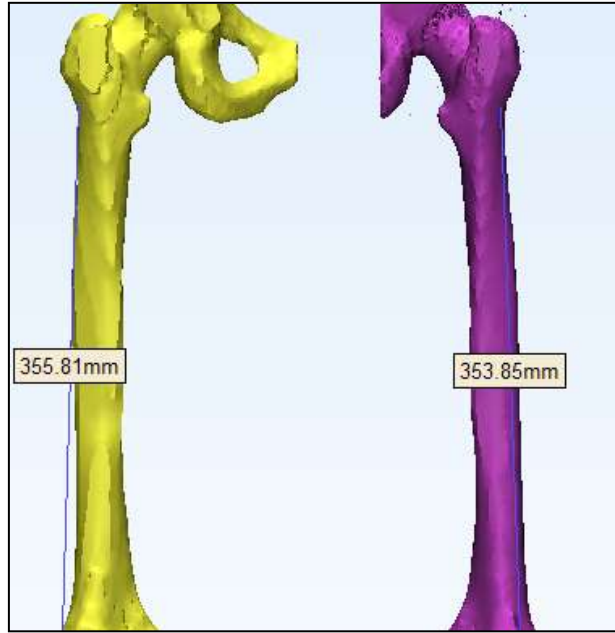


Şekil 56.Sağlıklı A Sağ Femur Kemik için Sınır Şartları ve Yükleme

Sağlıklı A için, kalça displazisi olmayan normal iki bacak femur kemiği için de von-Misses gerilme değerleri bulunmuştur. Sağlıklı A kontrol grubu olarak değerlendirileceğinden, her iki taraftaki kemikler ayrı ayrı çalışılarak modellenmiş ve sonuçlar değerlendirilmiştir. Sağ femur kemiği için bu değer 116 MPa, Sol femur kemiği için ise aynı şartlar altında 167 MPa olarak bulunmuştur. Her iki model içinde kritik ya da en yüksek gerilme değeri femur orta bölgesindedir. Şekil 57' de gösterilen sağ ve sol taraftaki kemik geometrileri birbirinden farklıdır. Şekil 58' deki orjinal modellerine önden bakılarak yapılan ölçümde, sağ femur 353 mm iken, sol femur 355 mm ölçülmüştür. Femur boylarının uzunlukları birbirinden yaklaşık 2 mm farklıdır.



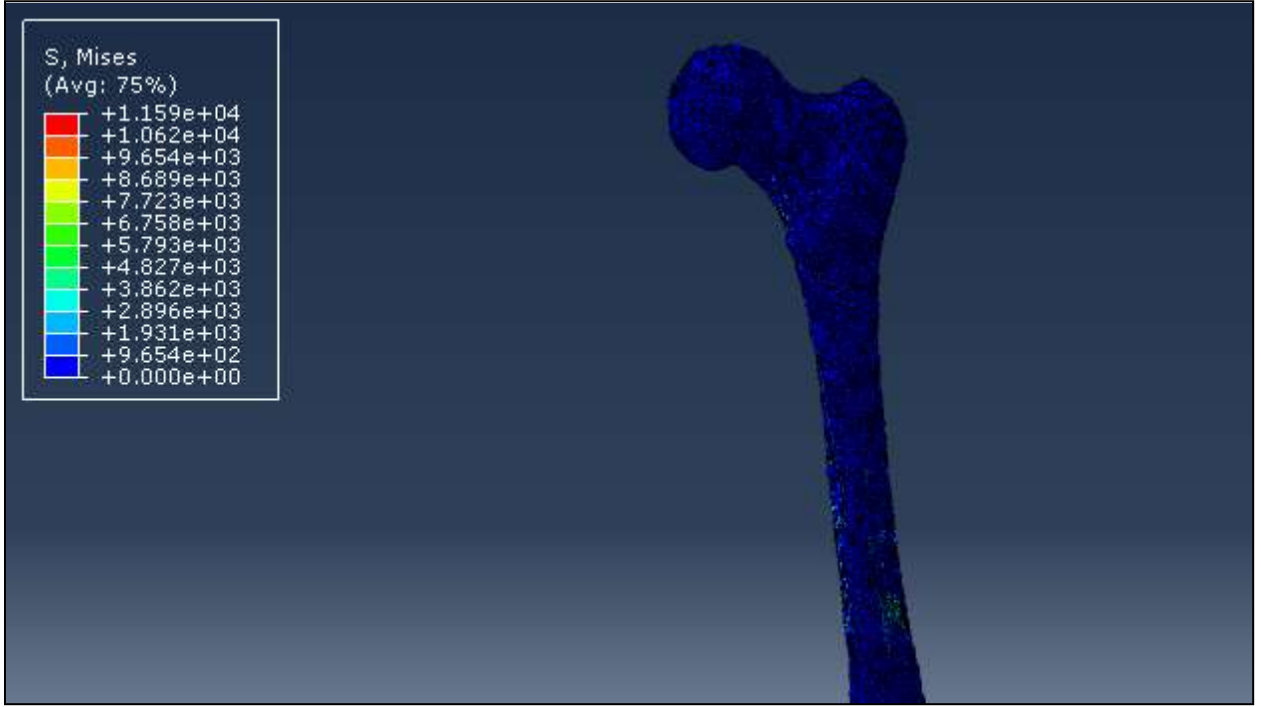
Şekil 57.Sağlıklı A Sağ ve Sol Femur Kemiği Model Geometrileri



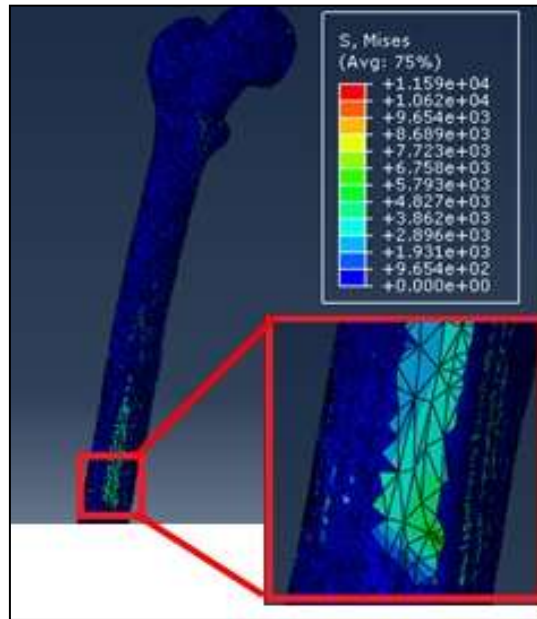
Şekil 58.Sağlıklı A Sağ ve Sol Femur Kemiği Ölçüleri



Sağlıklı A' nın Şekil 59' daki gibi sağ femur kemiği için maksimum gerilme değeri 116 MPa, Şekil 60' daki gibi sol femur kemiği için ise aynı şartlar altında 167 MPa olarak bulunmuştur. Şekil 60 ve 62' deki gibi her iki model içinde kritik ya da en yüksek gerilme değeri femur alt-orta bölgesindedir.

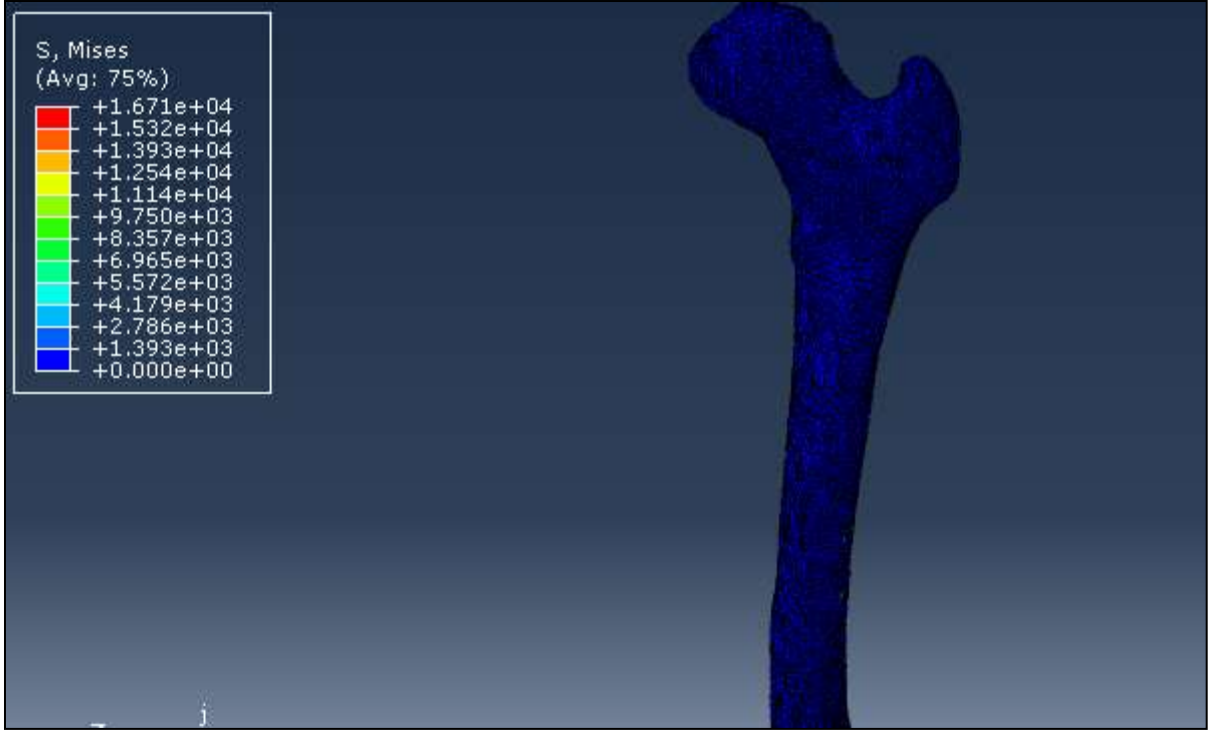


Şekil 59.Sağlıklı A Sağ Femur için von-Misses Sonuçları

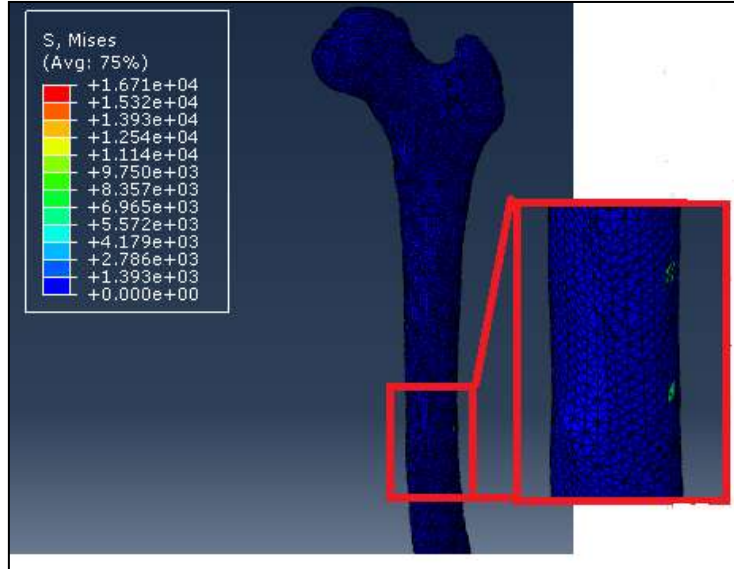


Şekil 60.Sağlıklı A Sağ Femur için von-Misses Sonuç Detayları





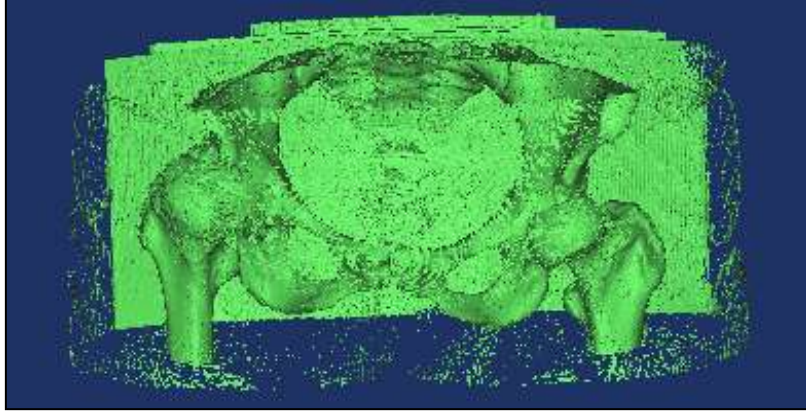
Şekil 61.Sağlıklı A Sol Femur için von-Misses Sonuçları



Şekil 62.Sağlıklı A Sol Femur için von-Misses Sonuç Detayları

## 6.2. GELİŞİMSEL KALÇA DİPLAZİLİ HASTA A

Gelişimsel Kalça Displazili Hasta A, kadın, 1982 doğum tarihli. Hem displazili sağ femur kemiği, hem de normal sol femur kemiği Mimics ve 3 matic yazılımları kullanılarak aşağıdaki şekilde modellenmiştir. Hastanın BT'si Aquilion 1 marka cihazda, 512x512 çözünürlükte olup, 1.0 zoom değerlerine sahip olarak 2017 yılında çekilmiştir. DCM ya da DICOM dosyaları tek dosyada kaydedilmiştir. Bu dosyanın içeriğindeki resimler sıralı isimlendirilmiştir ve hepsinin boyutu aynı olup, 515 kb'dır. Her bir piksel aralığı 0.717\0.717'dir. Z yönündeki dilim aralığı uzunluğu 4 mm ve değeri de 0.5 mm'dir.



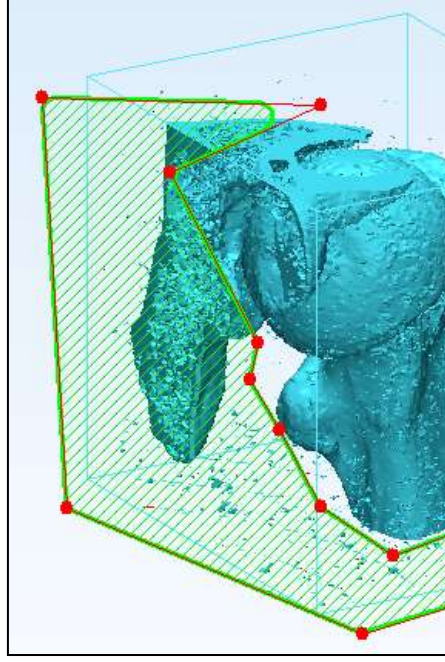
Şekil 63.GKD' li Hasta A Sağ ve Sol Kemik- Orjinal Modelleri

GKD' li Hasta A için, BT'sinden filtrelenerek direkt elde edilen Şekil 63' deki orijinal model yumuşak ve sert dokudan temizlenmesi için, 3 Matic programı komutları yardımıyla temizlenmiştir. Yüzeyin pürüzlülüğünün giderilmesi, kesme, doldurma, düzetme gibi komutlarla aşağıdaki Şekil 64'de görüldüğü gibi gerçekleştirilmiştir.

Komutların tamamlanma sürelerinin modelin boyutu ile doğru orantılı olduğu görülmüştür. Örneğin, bir kesme işlemi ufak şekildeki gibi femur başı için, ortalama 3-4 dakika sürmektedir. Bu sebeple, model optimize edilerek, kullanılacak bölge üzerinde çalışırsa, çalıştırılan her komut daha hızlı sonuçlandığı tecrübe edilmiştir.

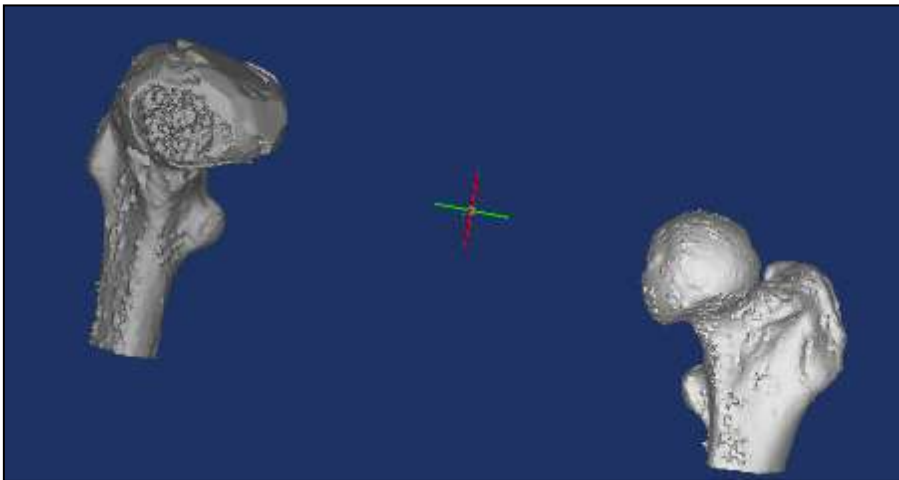
Buna ek olarak, kullanılan model üzerinde yapılan komut sonrası değişikliklerle model yeniden oluşturularak 3 Matic ağacında görünür hale gelir. 3 Matic eski modeli saklayarak, son modeli görünür yapar ancak boyut giderek artarak sonunda Mimics ve ABAQUS SEA programı içinde sorun teşkil edebilmektedir. Bu sebeple modelin son halinin saklanıp, önceki modellerin 3 Matic ürün ağacından silinmesi modelin boyutu ve üzerinde yapılacak ek işlemlerdeki süresi kısaltmaktadır.

Ürün ağacından modeli ".inp" uzantılı olarak ABAQUS SEA Programı girdisi olması için kaydederken, modele verdiğim isimlerin uzunluğu sebebiyle ABAQUS SEA Programı içinde koşturma gerçekleştirilememiştir. Bu sebeple, modelin dosyaya kaydı sırasında isimlendirmeye dikkat etmek gerekliliği tecrübe edilmiştir.

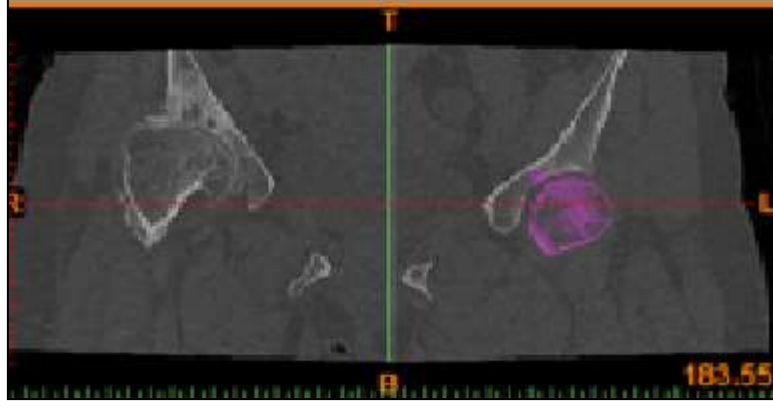


Şekil 64.GKD' li Hasta A Sol Normal Femur Modeli Temizlenme Süreci

GKD' li Hasta A' nın BT görüntülerinden elde edilen Şekil 65' teki 3 boyutlu medikal sağ displazili ve sol normal femur modelleri birbirinden geometrik olarak farklılık göstermektedir. Displazili femur kemiğinin, kalça kemiği asetabulum bölgesine birleşimi, özellikle temizleme aşamasında, kesme, düzeltme, doldurma komutlarının uzun sürmesine yol açmıştır, Soldaki normal femur kemiğinin asetabulumuna birleşim bölgesinin uygunluğu, displazili femur kemiğine göre maskeleye ve filtreleme ile ayırma yöntemimin aynı komutlar kullanılarak yapılmasını kolaylaştırmıştır.



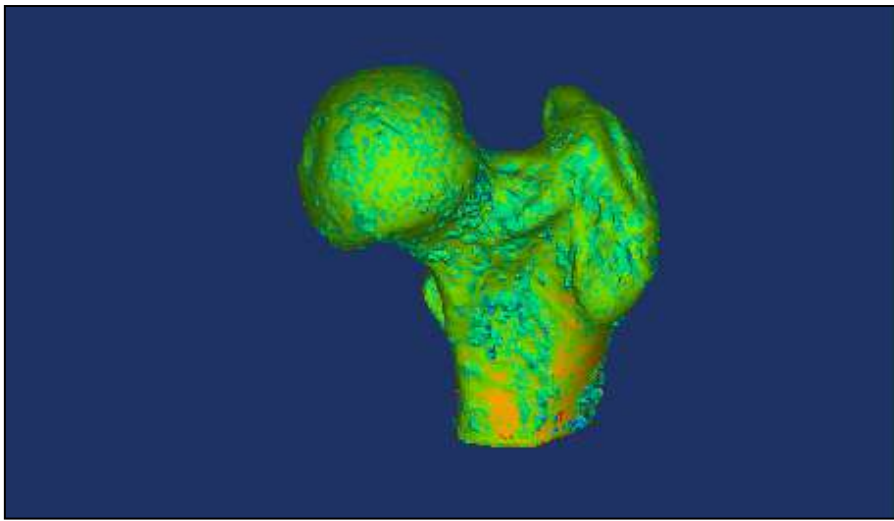
Şekil 65.GKD' li Hasta A Sağ ve Sol Femur Kemiği Modelleri



Şekil 66.GKD' li Hasta A Femur-Pelvis Eklemleri

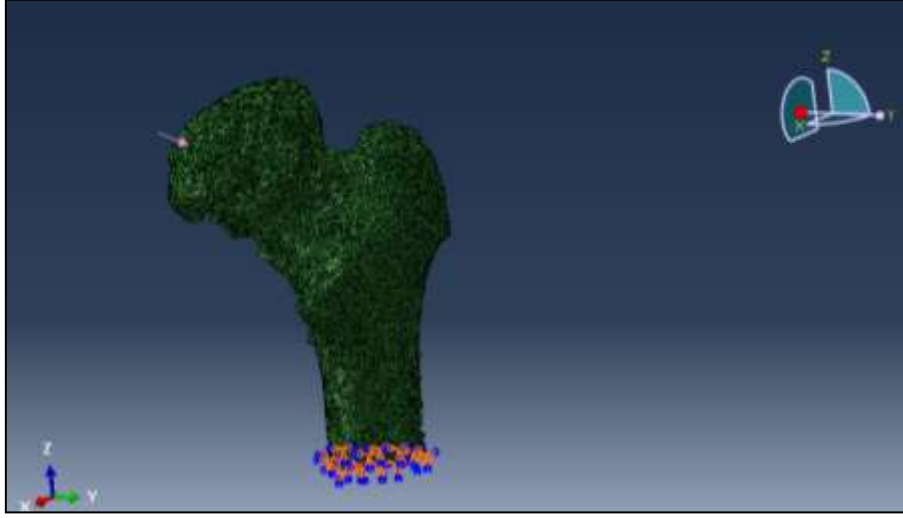
Sağlıklı birey için yapılan aynı işlemler sırasıyla GKD' li Hasta A için de uygulanmıştır. Öncelikle Şekil 66' daki BT görüntülerinden, segmentasyonu ve maskelemesi yapılan model 3 boyutlu olarak Mimics programı kullanılarak yaratılmıştır. Devamında 3 Matic yardımıyla model yüzeyi ve geometrisi optimize edilerek düzeltilmiştir. Düzeltelen modele, ağ atma işlemi de gerçekleştirildikten sonra yeniden Mimics programındaki model üzerinde eklenerek eski model silinmiştir. Son olarak malzeme tanımlama işlemi de gerçekleştirildikten sonra “.inp” uzantılı olarak ABAQUS SEA Programı için hazır bir şekilde kaydedilmiştir.

Temizlenen model üzerinde hacimsel ağ atma işlemi yapılır. GKD' li Hasta A sağ displazili femur kemiği için toplamda 69271 adet düğüm, 244113 adet hacim elemanı 117286 adet üçgenden oluşturulmuştur, sol normal femur için de 65742 adet düğüm, 283897 adet hacim elemanı ve 84752 adet üçgen oluşturulmuştur. Malzeme tanımı da Şekil 73'deki gibi yapılmıştır.

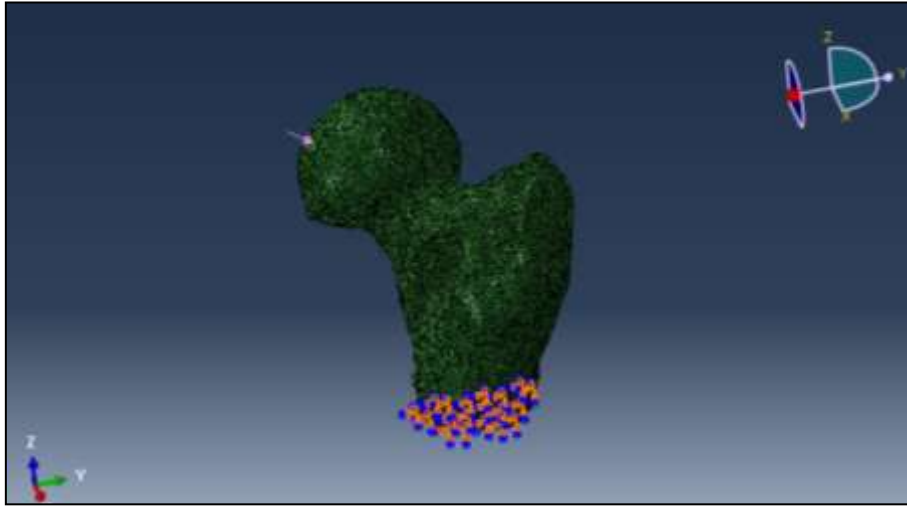


Şekil 67.GKD' li Hasta A Sol Normal Femur Malzeme Atanmış Modeli

GKD' li Hasta A için hazırlanan 3 boyutlu model, ABAQUS SEA Programına gömülerek sınır şartları ve yüklemesi yapılarak statik analizleri yapılmıştır. Yükleme hasta 1 dekine paralel olarak Şekil 68 ve 69' da görüldüğü gibi, -45 derecede femur başı yüzeyine basma olarak uygulanmıştır. Sınır şartları da aynı şekilde Sağlıklı A' dakine paralel olarak ankastre olarak belirlenmiştir. Bu statik analizler sonucunda, femur kemiği üzerinde oluşacak von-Misses gerilmeleri tespit edilmiştir.



Şekil 68.GKD' li Hasta A Sağ GKD' li Femur Kemiği Modeli için Sınır Şartları ve Yükleme

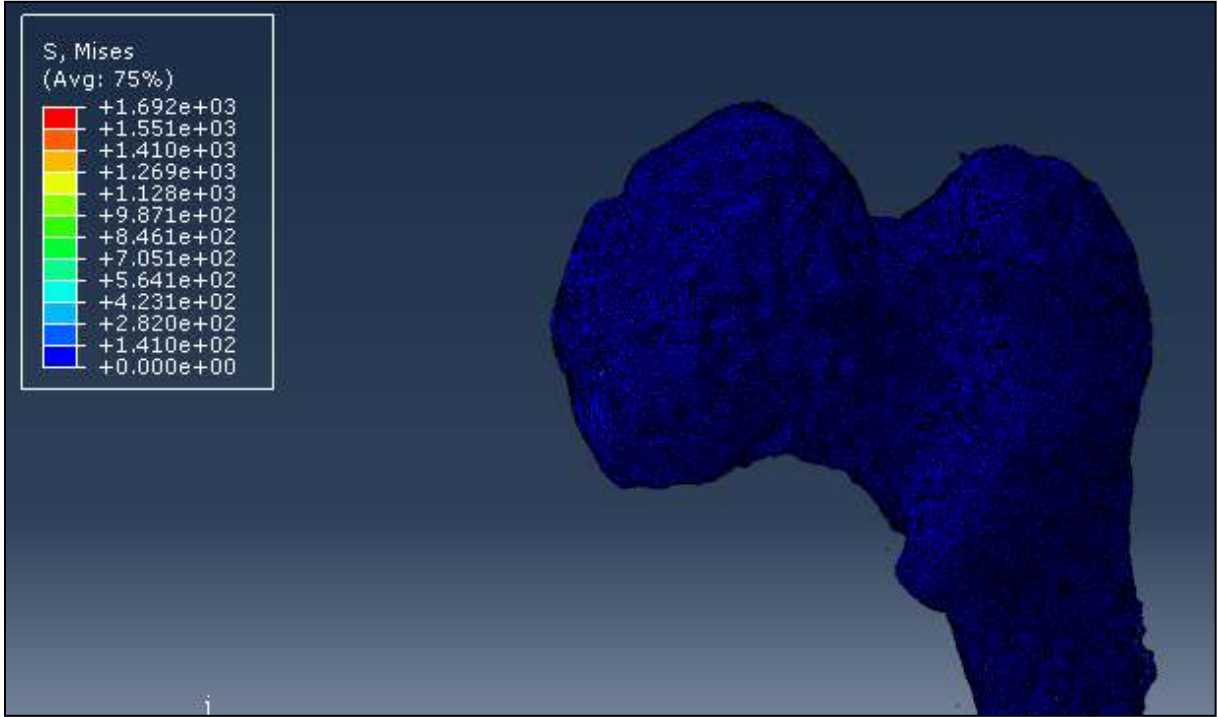


Şekil 69.GKD' li Hasta A Sol Normal Femur Kemiği Modeli için Sınır Şartları ve Yükleme

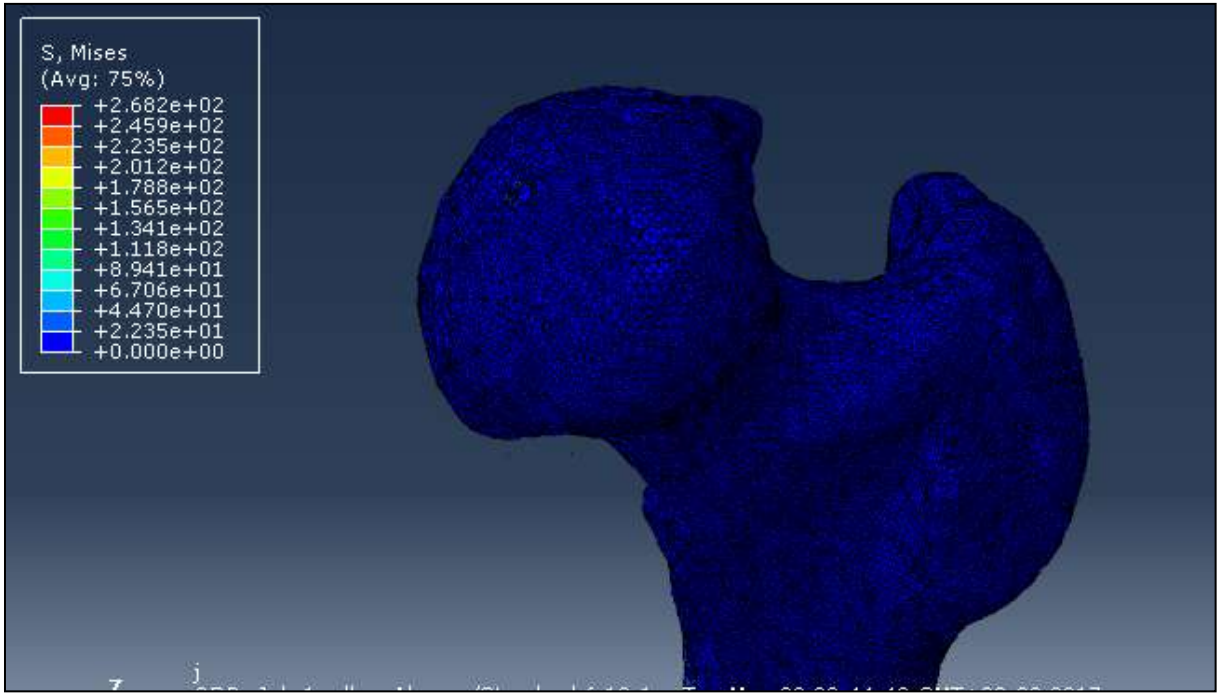
GKD' li Hasta A' nın Şekil 70' deki gibi sağ femur kemiği için maksimum gerilme değeri 169 MPa, Şekil 71' deki gibi sol femur kemiği için ise aynı şartlar altında 268 MPa olarak bulunmuştur. Femur başındaki yük bölgesi, yumuşak dokudan ayrıldığı



ve maskelendiğinden çok karmaşıktır, bu bölgedeki gerilmeler bu sebeple gerçeği yansıtmamaktadır. Bu sebeple, bu gerilmeler görüntüden silinmiştir.



Şekil 70.GKD' li Hasta A Sağ Kalça Displazili Femur için von-Misses Değerleri



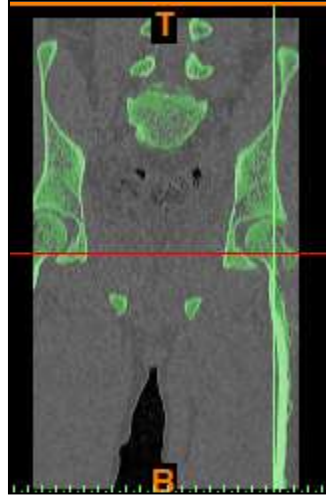
Şekil 71.GKD' li Hasta A Sol Kalça Normal Femur için von-Misses Değerleri

### 6.3. SAĞLIKLI B

Sağlıklı B, erkek, 1978 doğum tarihli. BT içeriğinde sağ femur kemiği Şekil 72' de görüldüğü gibi kemiğin bütünü görüntülenmediğinden, bu kemik üzerinde herhangi bir çalışma yapılamamıştır. Sol femur kemiği Mimics ve 3 matic yazılımları kullanılarak aşağıdaki şekilde modellenmiştir. Ancak sol femur kemiği de Şekil 72'deki gibi BT içeriğinde yarım görüntülediği için Şekil 73' teki gibi model yarım olarak oluşturulabilmiştir.

Sağlıklı B' nin BT' si SIEMENS marka Sensation 16 model cihazda, 512x512 çözünürlükte olup, 0.43 zoom değerlerine sahip olarak 2016 yılında çekilmiştir. DCM ya da DICOM dosyaları tek dosyada kaydedilmiştir. Bu dosyanın içeriğindeki resimler sıralı isimlendirilmemiştir, ancak hepsinin boyutu aynı değildir, bir kısmı 515 kb kalan kısmı ise 550 kb' dır. Her bir piksel aralığı 0.694\0.694, z yönündeki dilim aralığı uzunluğu 2 mm ve değeri de 2 mm'dir.

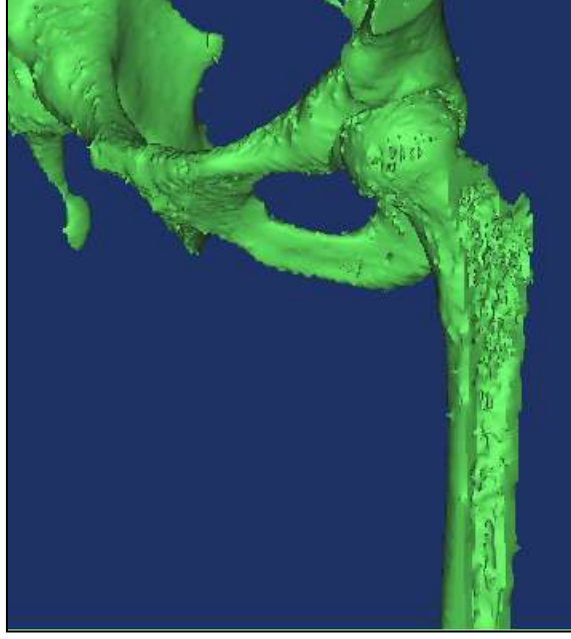
Bu çalışmada dosya içeriğindeki veri boyutlarının aynı olmamasından daha önemli olarak, BT görüntüsünün istenilen görüntüye yakın olmaması durumu söz konusudur. Çalışılacak bölge kapsamında olmayan BT görüntüsü çalışmak için uygun olmamaktadır. BT görüntü verileri üzerinden yapılacak çalışmalarda, öncelikle görüntü kapsamı araştırılmalıdır. BT' lerin insan sağlığına etkisi ve etik kavramlar göz önüne alındığında ulaşılması kolay veriler değildir. Bu sebeple, eldeki veriler kullanıldığında model kalitesini etkileyen unsurları yakından tanımak önemlidir.



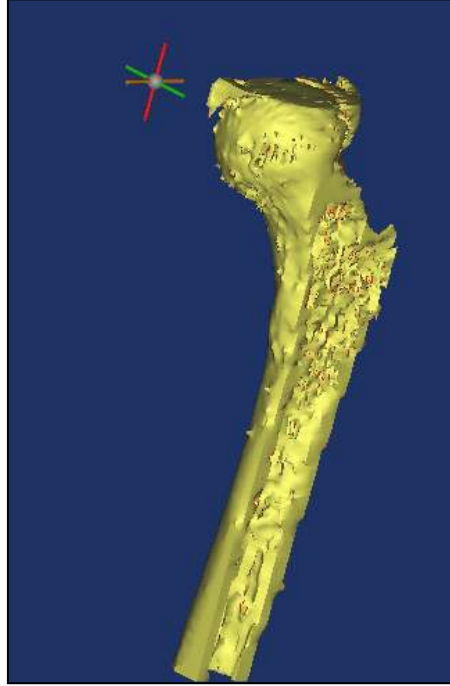
Şekil 72.Sağlıklı B Sağ ve Sol Femur Kemik Görüntüleri

Sağlıklı B' nin BT' si Sağlıklı A ve GKD' li Hasta A ile karşılaştırıldığında, GKD' li Hasta A' nin cihaz, çözünürlük ve zoom değerleriyle birebir örtüştüğü görülmüştür.

Ancak görüntünün tam bir kemik görüntüsü içermemesi sebebiyle Sağlıklı B' nin BT' si görüntülerinden yapılacak çalışma bu noktada sonlandırılmıştır.



Şekil 73.Sağlıklı Birey B Sol Kalça Femur Kemiği Orjinal Model



Şekil 74.Sağlıklı Birey B Sol Kalça Femur Temizlenmiş Model

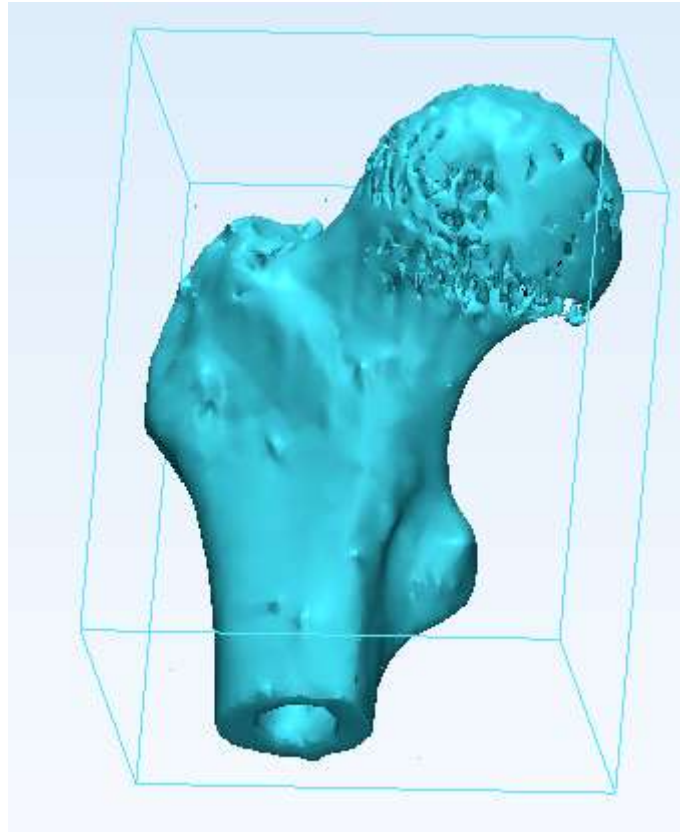


#### 6.4. SAĞLIKLI C

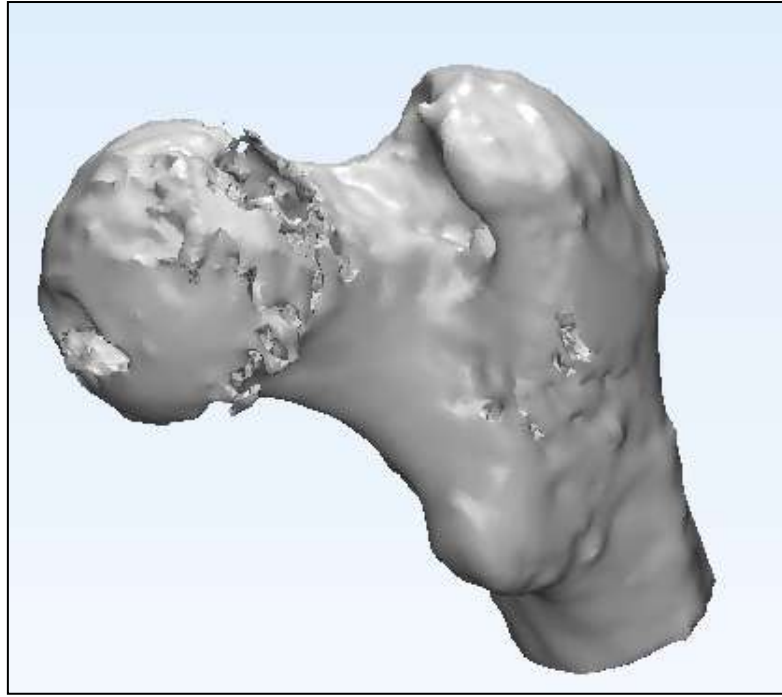
Sağlıklı C, erkek, 1946 doğum tarihlidir. Sağlıklı C' nin BT' si SIEMENS marka Sensation 16 model cihazda, 512x512 çözünürlükte olup, 0.43 zoom değerlerine sahip olarak 2016 yılında çekilmiştir. DCM ya da DICOM dosyaları tek dosyada kaydedilmiştir. Bu dosyanın içeriğindeki resimler sıralı isimlendirilmemiştir, ancak hepsinin boyutu aynı değildir, bir kısmı 516 kb kalan kısmı ise 549 kb' dır. Her bir piksel aralığı 0.742\ 0.742, z yönündeki dilim aralığı uzunluğu 2mm, değeri de 2 mm'dir.

Bu çalışmada kullanılan BT görüntülerinin çekildiği cihaz, çözünürlük ve zoom değerleri Sağlıklı A ve B ile çok yakın olmasına rağmen, model kalitesi Sağlıklı A ve B modellerine göre çok düşüktür. Bunun yanı sıra, dosya isimlendirmesi sıralı bir şekilde yapılmamış ve dosyada boyutsal farklılıklara sahip resimler bulunmaktadır.

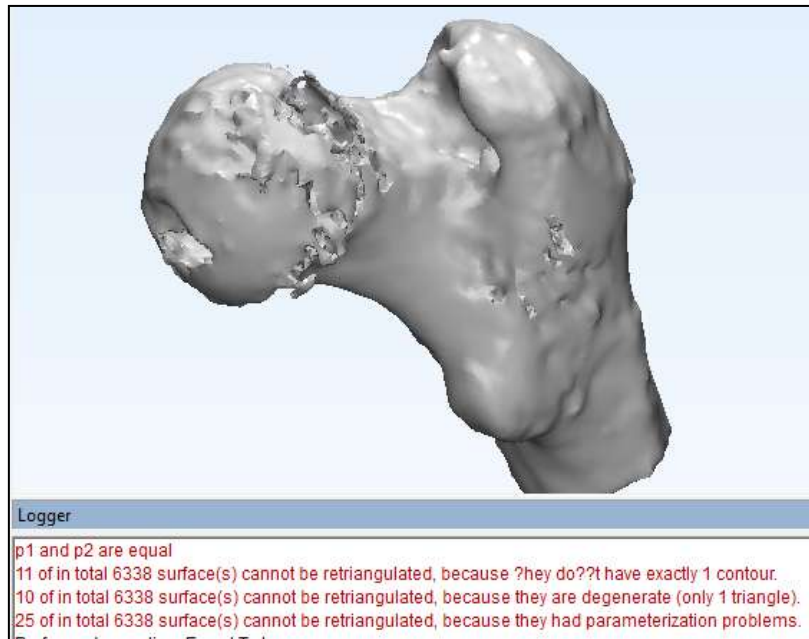
Şekil 75' teki orijinal modelin üzerindeki Şekil 76 ve 77' de görünen delik ve yırtıklar model üzerinde yapılacak ağ atma ve malzeme tanımlama gibi aşamaları güçleştirmektedir. Bu aşamalarda Şekil 77' deki gibi modelde belirli konturların olmadığını bunun ağ atma aşamasında sorun yarattığının yazılı olduğu bir hata alınan, yapısal olarak boşluklu olan modelde bu sebeple yapılacak çalışma bu noktada sonlandırılmıştır.



Şekil 75.Sağlıklı C Sol Kalça Femuru Orijinal Model



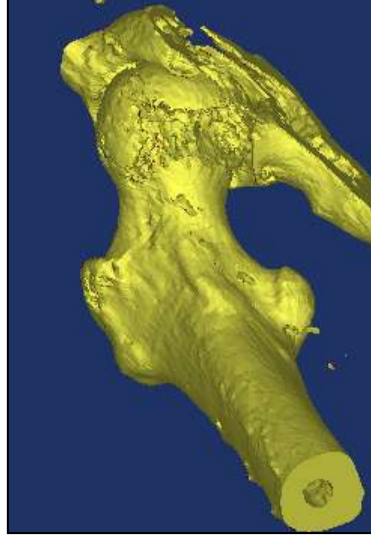
Şekil 76.Sağlıklı C Sol Kalça Femuru Temizlenmiş Model



Şekil 77.Sağlıklı C Sol Kalça Femuru Yırtık Modeli Hatası

## 6.5. SAĞLIKLI D

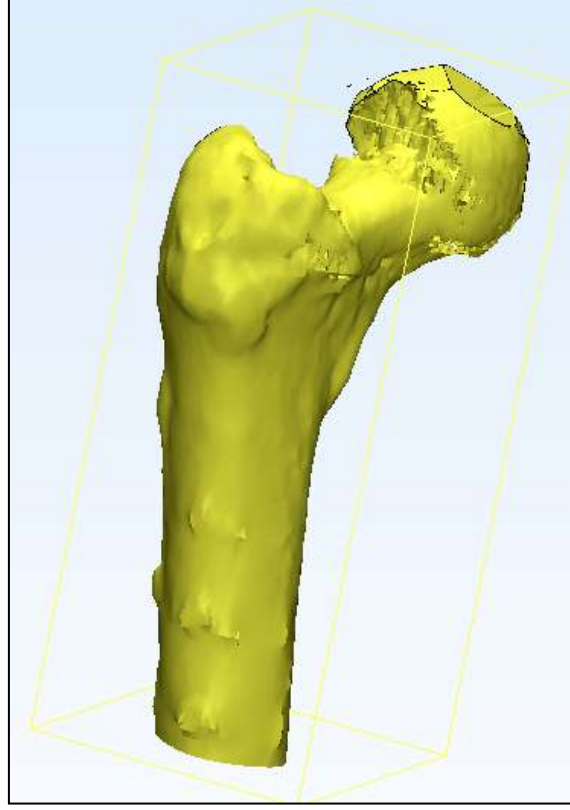
Sağlıklı D, erkek, 1949 doğum tarihlidir. Normal 5'in BT' sinin SIEMENS marka Sensation 16 model cihazda ve 512x512 çözünürlükte olduğu görülmektedir, 0.43 zoom değerlerine sahip olarak 2015 yılında çekilmiştir. DCM ya da DICOM dosyaları iki ayrı dosyada kaydedilmiştir. Bu dosyanın içeriğindeki resimler sıralı isimlendirilmemiştir, ancak hepsinin boyutu aynı değildir, bir kısmı 516 kb kalan kısmı ise 549 kb'dır. BT görüntüsündeki her bir piksel aralığı uzunluğu 20mm ve değeri 0.882/0.882 olup, z yönündeki her dilim aralığı ise, 2 mm'dir.



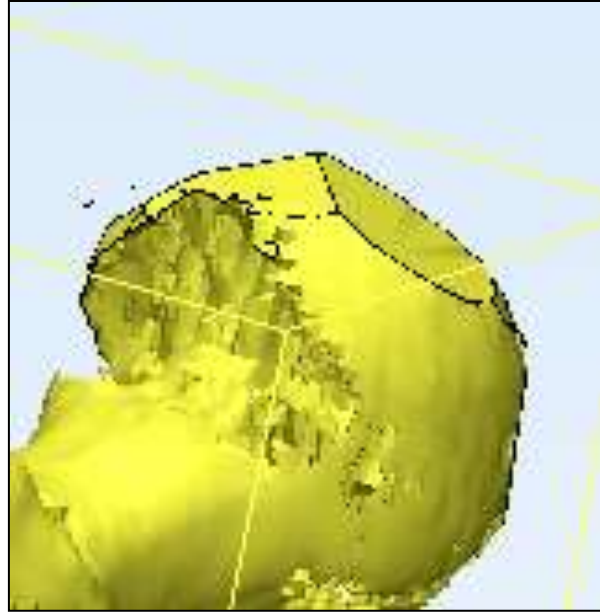
Şekil 78.Sağlıklı D Sol Kalça Femuru Temizlenmiş Model

Sağlıklı D sol kalça femur kemiği modelindeki Şekil 78' deki derin yırtıkların ortaya çıkardığı boşluklu yapı sebebiyle çalışma bu aşamada sonlandırılmıştır. Sağlıklı D'nin DICOM dosyası özellikleri, diğer hasta görüntüleriyle kıyaslandığında çözünürlük değerinin aynı olduğu ancak dosya içerik düzenleme ve boyutları yönünden farklılık gösterdiği fark edilmiştir.

Modeldeki derin yırtıklar özellikle Sağlıklı C özellikleri ile benzerlik göstermektedir. İki sağlıklı bireyin de BT görüntülerinin teknik özellikleri, dosya düzeni ve içerik boyutu çok benzerdir ve sonuçta elde edilen Şekil 79 ve 80' deki detay görüntülerdeki model çok derin boşlukludur. Bu sonuçlar, BT görüntülerinin kaydedilmesi sırasında tek dosya altında ve dosyalamada kullanılan sıralı isimlendirme olması, bunun yanında görüntülerde boyut farklılıklarının olmamasına dikkat edilmelidir. Kaliteli bir modelleme için bu faktörler önem arz etmektedir.



Şekil 79.Sağlıklı D Sol Kalça Femuru Yırtık Model



Şekil 80.Sağlıklı D Sol Kalça Femur Başı Detay Görüntüsü

## 6.6. SAĞLIKLI E

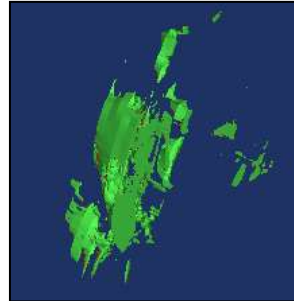
Sağlıklı E, kadın, 1960 doğum tarihlidir. Normal 6'nın MRI' nın Philips marka Integra model cihazda ve 0.43 zoom değerine sahip ve 640x640 çözünürlükte olduğu görülmektedir, 2016 yılında çekilmiştir. DCM ya da DICOM dosyaları tek bir dosyada kaydedilmiştir. Bu dosyanın içeriğindeki resimler sıralı isimlendirilmemiştir ve hepsinin boyutu aynı değildir, bir kısmı 135 kb, bir kısmı ise 136 kb, ve kalan kısmı 520 kb'dır. BT görüntüsündeki her bir piksel uzunluğu 12mm olup, aralığının değeri 0.175/0.175' tir. Z yönündeki her dilim aralığı ise, 2 mm'dir.

Sağlıklı E' nin MRI görüntüsü Mimics'te dosya boyutunun büyüklüğü sebebiyle tüm resimler bir arada açılmamış ve Şekil 81' deki gibi açılan resim adedi modelleme yapmak için yeterli gelmemiştir. Eşikleme sonrası elde edilen 3 boyutlu görüntü tam bir kemik modeli değildir, Şekil 82' de gösterilmiştir.

Bunun yanı sıra, MRI görüntülerinde malzeme tanımlanması sırasında kullanılan HU *Denklem 4' teki* tüm verilerin BT kökenli olması sebebiyle bu altın formül MRI verileri için kullanılamayacaktır.



Şekil 81.Sağlıklı E Sağ Kalça Femur Görüntüsü

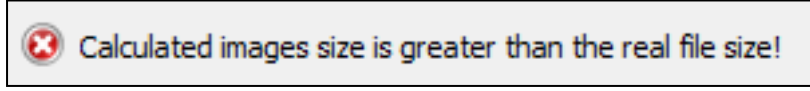


Şekil 82.Sağlıklı E Sağ Kalça Femuru Eşikleme İşlemi Çıktısı

## 6.7. GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİLİ HASTA B

Gelişimsel Kalça Displazili Hasta B, kalça displazili, erkek, 1993 doğum tarihli dir. Hastanın BT' sinin Philips marka Integra model cihazda ve 512x512 çözünürlükte olduğu görülmektedir, 0.49 zoom değerlerine sahip olarak 2015 yılında çekilmiştir. DCM ya da DICOM dosyaları üç ayrı dosyada kaydedilmiştir. Bu dosyanın içeriğindeki resimler sıralı isimlendirilmemiştir ve hepsinin boyutu aynı değildir, bir kısmının boyutu 549 kb, bir kısmının 507 kb, bir kısmının da 509 kb' dir. Her bir piksel aralığının değeri 0.175/0.175' tir

GKD' li Hasta B' nin BT görüntüsü Mimics' te dosya boyutunun büyüklüğü sebebiyle tüm resimler bir arada açılmamıştır ve açılmak istendiğinde her 3 dosya için ayrı ayrı Şekil 83' teki hatayla karşılaşılmıştır.



Şekil 83.GKD' li Hasta B' nin BT Görüntülerinin Mimics' e Çağırılması Hatası

GKD' li Hasta B' nin BT görüntüleri için olması gereken dosya hafızası, dosya 1 için 4.51 GB, dosya 2 için 4.51 GB, dosya 3 için 4.51 GB' tir. Mimics programında açılacak görüntülerin boyutları aşağıda sıralanmıştır.

Dosya 1 için toplam 49410 kb (= 48.251 GB )  
Dosya 2 için 49412 kb (=48.253 GB)  
Dosya 3 için 49407 kb(= 48.249 GB)

Değerlere bakıldığında, olması beklenen değerlerle gerçek değerler arasında çok büyük bir boyut farkı vardır. Bu sebeple görüntüleme yapılamamıştır. Bu boyut farkının "Onis" isimli hekim BT görüntüleme yazılımından ve üç ayrı klasöre kayıt şeklinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Bu programda Hipax, K-Pacs gibi bazı diğer görüntüleme programlarından farkı, bir görüntü resmi üzerinde ilerlemenin manuele ek olarak, otomatik te yapılabilmesidir. Bu işlem resim ve dosya boyutlarını arttırmış olabileceği düşünülmüştür. Önceki hasta BT görüntüleme programlarında bu işlem manuel olarak yapılmaktadır. Bu konu tez kapsamı dışında olup, gelecek çalışmalarda detaylandırılarak araştırılacaktır.

## 6.8. BT GÖRÜNTÜLERİNİN ÖZELLİKLERİ

Gerçek veriler kullanılarak elde edilen modellerin BT görüntülerinin özellikleri aşağıdaki Tablo 2' de görülmektedir. Her model için zoom, çözünürlük, piksel aralığı, dilim aralığı ve DICOM resimlerinin dosyalama özellikleri özetlenmiştir.

Tablo 2. BT Görüntü Özellikleri

Model	Zoom	Çözünürlük	Piksel Aralığı	Dilim Aralığı	DICOM Dosyalama
Sağlıklı A	0.43	512x512	0.955/0.955	2 mm	2 dosyada ve farklı boyutta
GKD' li Hasta A	1.00	512x512	0.717/0.717	4 mm	Tek dosyada ve aynı boyutta
Sağlıklı B	0.43	512x512	0.695/0.695	2 mm	2 dosyada ve farklı boyutta
Sağlıklı C	0.43	512x512	0.742/0.742	2 mm	2 dosyada ve farklı boyutta
Sağlıklı D	0.43	512x512	0.882/0.882	2 mm	2 dosyada ve farklı boyutta
Sağlıklı E	0.43	640x640	0.175/0.175	2 mm	2 dosyada ve farklı boyutta
GKD' li Hasta B	0.49	512x512	0.175/0.175	2 mm	3 dosyada ve farklı boyutta

Gerçek hasta verilerinin BT görüntülerinden elde edilen başarılı olan iki model, Sağlıklı A ve GKD' li Hasta A için özellikler değerlendirildiğinde DICOM dosyalama özellikleri dikkat çekmektedir. Tek dosya altında ve aynı boyutta kesitlerden oluşan modellerin daha yırtıksız, pürüzsüz ve bütün modeller olduğunu göstermektedir. Sağlıklı A için, piksel aralığının diğer modellerle kıyaslandığında en yüksek olduğu görülmektedir. Dosya sayısının artışı boyutunu da arttırdığından, GKD' li Hasta B' nin BT görüntüsünün alt yapısındaki DICOM dosyalarının aynı anda açılmamasının sebebi olduğu düşünülmektedir. Ancak bunun yanında Sağlıklı A ve B, C, D için BT görüntü özellikleri birbirine çok yakındır. Fakat, Sağlıklı A için başarılı bir şekilde model elde edilirken, B, C ve D için bir model elde edilememiştir. Bu sonuç anlamlı değildir. Çözünürlüğün diğerlerine oranla daha yüksek olması, Sağlıklı E için model elde edilmesine katkı sağlamamıştır.



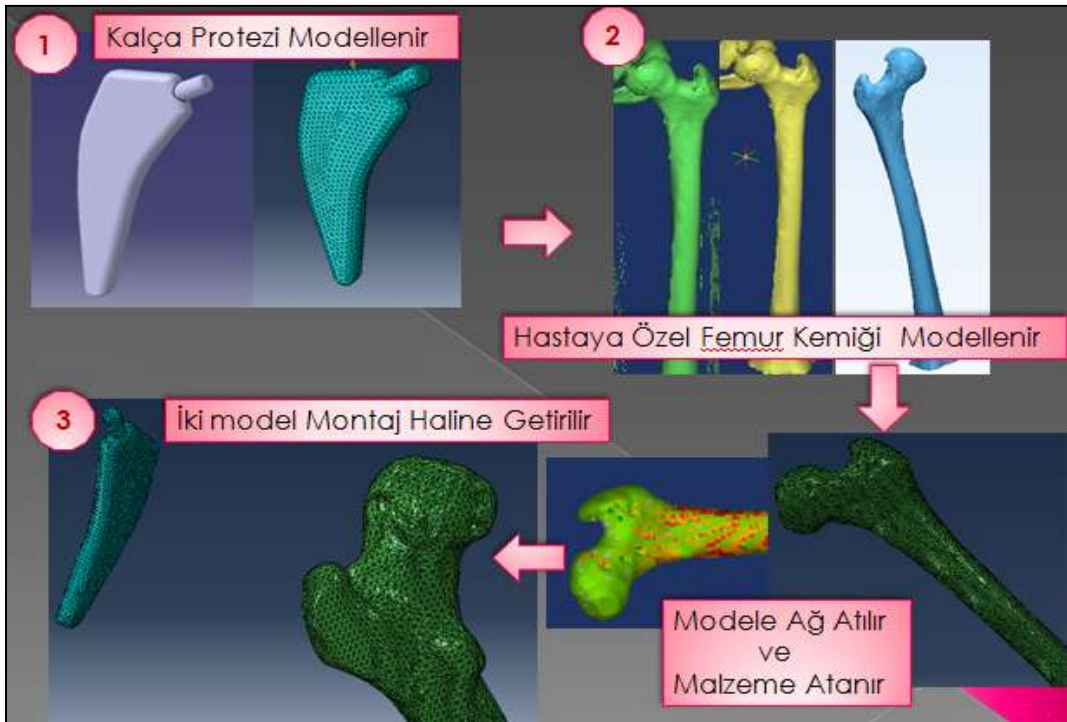
## 7. KISA KÖKLÜ KALÇA PROTEZİ MODELLEME

### 7.1. KISA KÖKLÜ KALÇA PROTEZ MODELİ

Öncelikle kısa köklü kalça protezi CATIA V5 programı kullanılarak 2 boyutlu çizilerek 3 boyuta dönüştürülmüştür. Modellemesi biten modelin malzeme tanımlanması ve ağ atma işlemleri ABAQUS SEA programında gerçekleştirilmiştir.

Bu bölümdeki çalışmada izlenecek yol aşağıdaki şekilde belirtilmiştir;

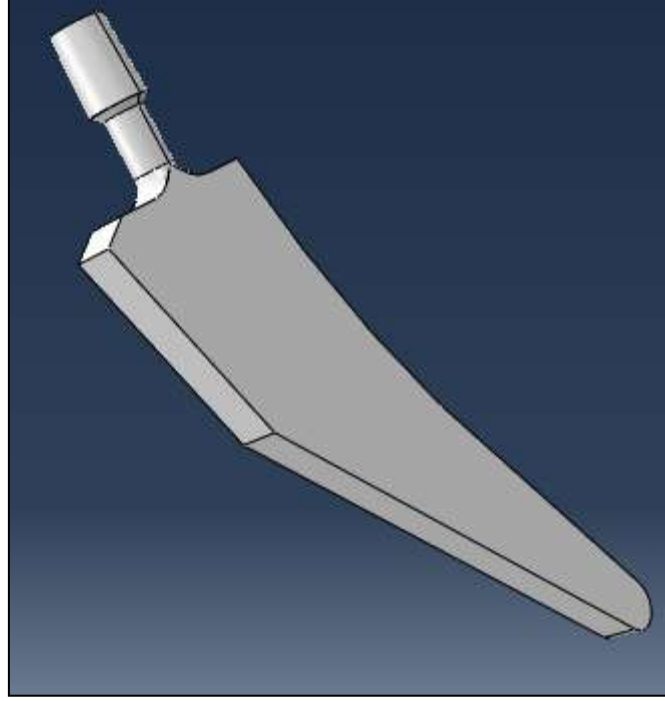
- 1- CATIA V5 programı yardımıyla kalça protezi 3 boyutlu olarak modellenir.
- 2- Hastaya özel kemik modellemesi yapılır; Mimics BT' leri HU değerlerine dayalı olarak 3 boyutlu bir modele dönüştürür. Modelin 3-matic hacimsel modeline ulaşılır. Mimics ile femurun farklı bölgelerini ve bu bölgelerin malzemelerini üretir.
- 3- Ağ atılmış ve netleşmiş femur modeli Mimics' den ABAQUS SEA programına entegre edilir.
- 4- Kalça protezi modeli ABAQUS SEA programına entegre edilir. Malzeme tanımlama ve ağ atma işlemleri gerçekleştirilir.
- 5- Modeller ABAQUS SEA Programı içinde birleştirilir ve tek bir montaj haline getirilir.
- 6- Birleşen modelin sonlu elemanlar analizi için yük ve sınır değerleri tanımlanır. Birleşen kontak halinde olan ağlar modelden temizlenir. Sınırlamalar eklenir.
- 7- Von- Misses değerleri hesaplanır.



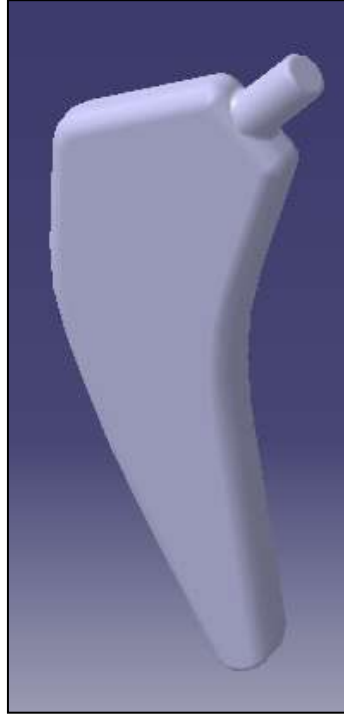
Şekil 84.Bölüm 7 Çalışma Prensibi



Signh ve Harsha'nın çalışmasındaki protez modeline boyutsal olarak benzer yapılan kısa köklü protez tasarımı ilk olarak aşağıdaki şekilde tasarlanmıştır. Daha sonra kemik içine yerleştirildiğinde lsel uyumsuzluğu nedeniyle McTigle ve diğerlerinin çalışmasındaki boyutsal olarak uygun hale getirilmiştir.[30]



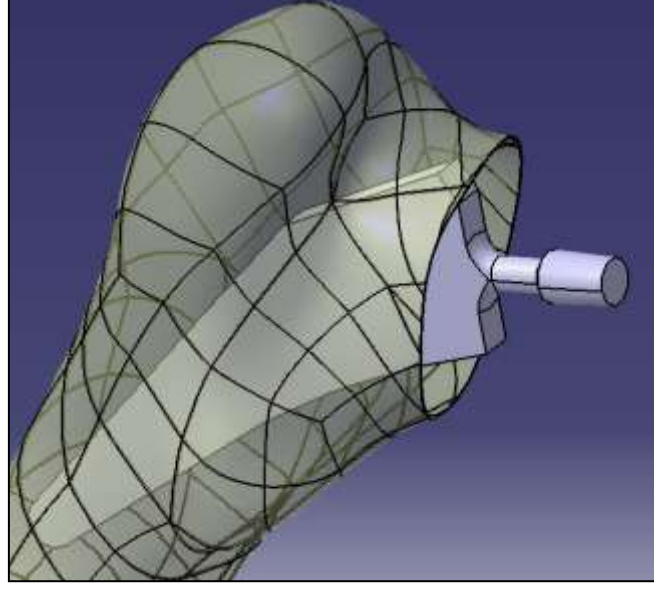
şekil 85.Kalça Protez Modeli 1



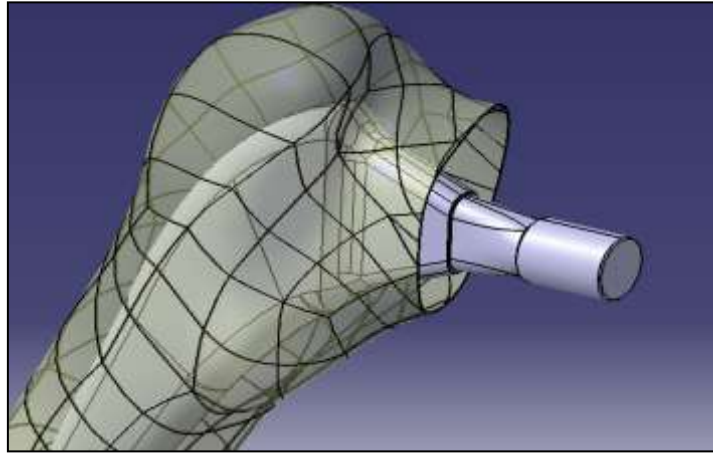
şekil 86.Kalça Protez Modeli 2

## 7.2. PROTEZİN BOYUTSAL UYGUNLUĞUNUN SAĞLANMASI

CATIA V5 kullanılarak kemik içine X,Y,Z yönlerindeki yerleşimi manipülasyon komutları ile yapılmıştır.[29] Şekil 87’ de yerleşim resmi gösterilmiştir. Ancak boyutsal uyumsuzluğu tespit edilerek, uygun boyutların sağlanmasına yönelik model güncellemesi Şekil 88’ deki gibi yapılmıştır.



Şekil 87.Kalça Protez Modeli 1 Kemiğe Ölçüsel Uyumsuzluğu



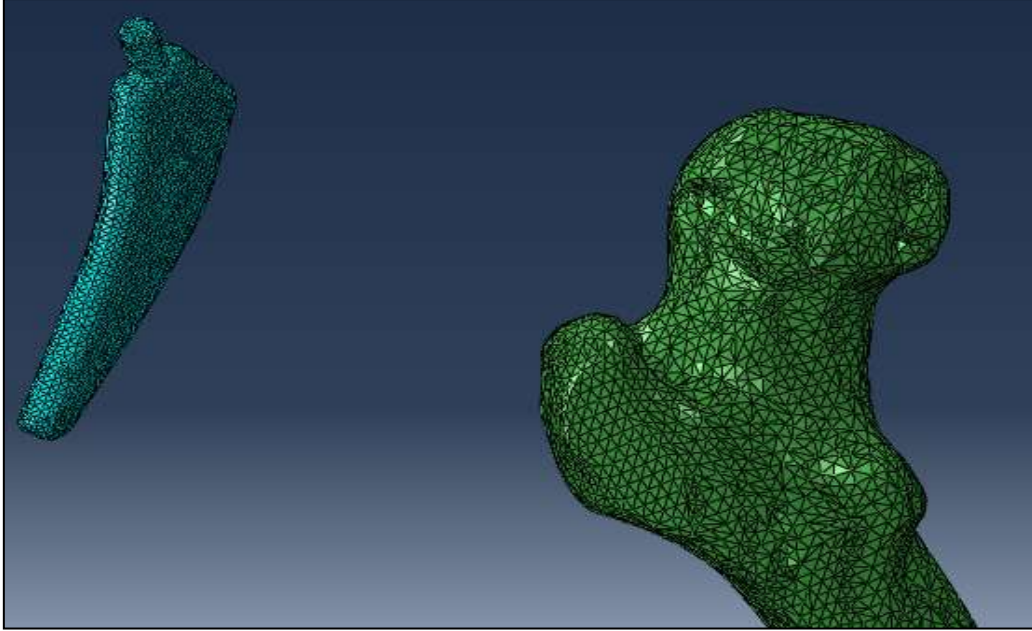
Şekil 88.Kalça Protez Modeli 1 Boyutsal Uygunluğu Sağlanan Model

### 7.3. PROTEZİN KEMİĞE YERLEŞİMİ

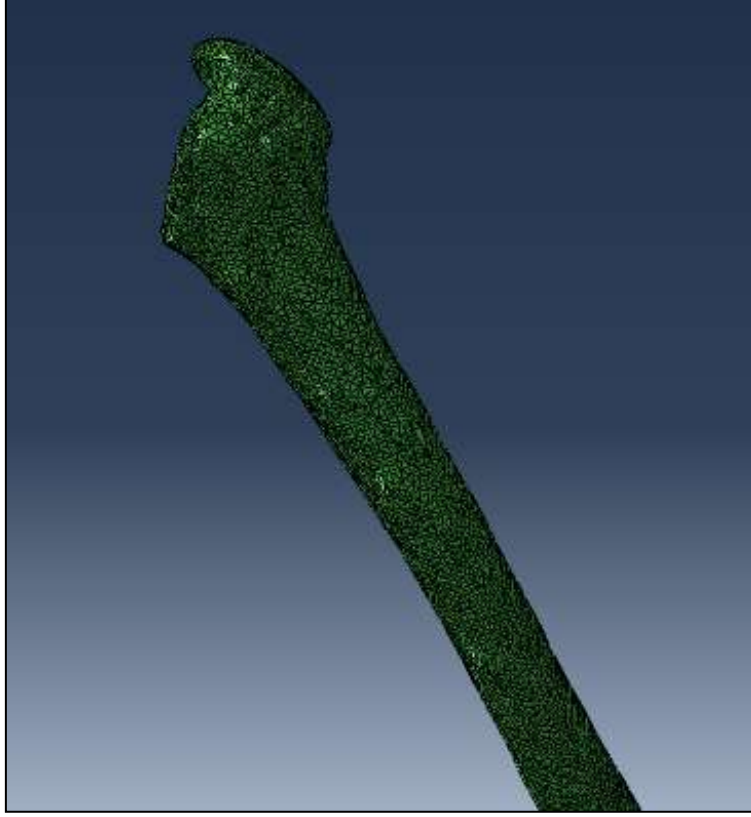
Protez modeli bittikten sonra, iki model ayrı ayrı açıldıktan sonra, ABAQUS SEA Programında aynı ürün altına yerleştirilerek montaj haline getirilmiştir. Bu yerleşim öncesi, protez ve kemik iki ayrı parça olarak Şekil 89’ da gösterilmiştir.

Protezin kemik içine doğru bir şekilde konumlandırılabilmesi için, öncelikle kemik modelinin TKA operasyonuna uygun şekilde kesilerek hazırlanma işlemi gerçekleştirilmiştir. Kemik modelinin kesilmiş yeni modeli Şekil 90’ da görülmektedir.

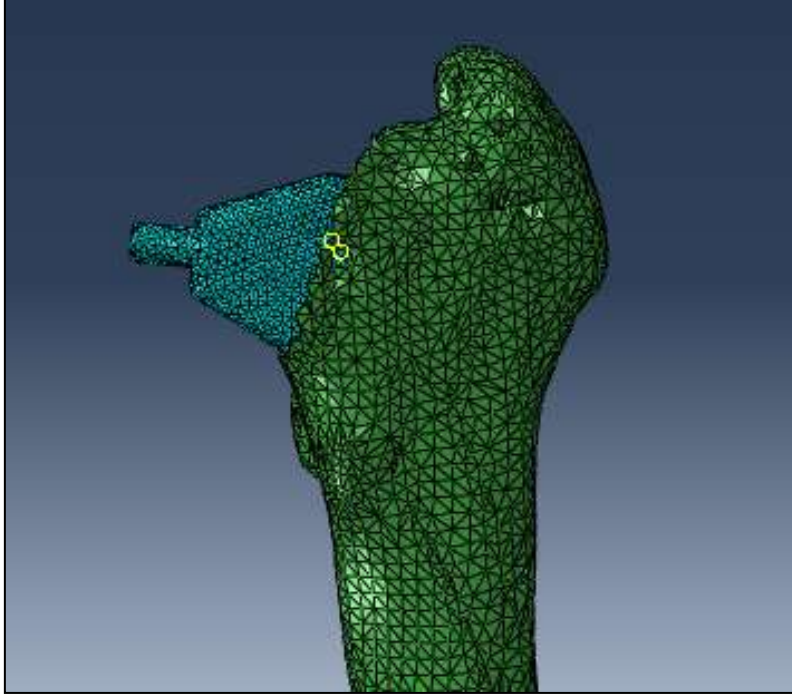
Protez ve kemik aynı konuma konumlandırma komutlarıyla getirilmiştir. CATIA V5’ teki manipülasyon komutlarına benzer özellik gösteren ABAQUS’ teki bu komutlar kullanılarak protez kemik üzerinde doğru yere konumlandırılmıştır. Montaj sonrası tek parça olan montaj Şekil 91’de gösterilmiştir.



Şekil 89.Kalça Protezi ve Femur Kemiği Montaj Öncesi Görüntüsü



Şekil 90.Kalça kemiğinin Kesilmesi



Şekil 91.Kemik ve Protez Montajı

## 7.4. GELECEK ÇALIŞMALAR

Son olarak, çakışan iki eleman arasındaki çakışma noktalarındaki kontak halindeki ağlar silinerek model temizlenme işlemi sırasında bazı kapsam dışı zorluklarla karşılaşmıştır. Burada silinme sonrası bir sınırlama atanacağı tahmin edilmektedir.

Bu sınır şartı ile iki modelin tek bir ağ yapısı gösterebileceği tahmin edilmektedir. Ancak sınır şartı atama ve önceki aşamalar çok detaylı ve özenli bir çalışma gerektirir. Bu sebeple, çalışmanın bu kısmı kendi başına bir bölüm niteliği taşımaktadır ve bu noktada sonlandırılmıştır. Kalan kısımda yapılması planlanan çalışmaların, gelecek çalışmalar kapsamında araştırılması ve detaylandırılması düşünülmüştür.

## 8. LİMİTASYONLAR

Bu çalışma kapsamında karşılaşılan ve çalışmanın ilerleyişini etkileyen bazı limitasyonlar olmuştur. Bu limitasyonlardan ilki, gelişimsel kalça displazili hasta bilgisayarlı tomografilerinin rutin olarak çekilmemesidir. Bu tip hastaların çoğunda sadece röntgen çekilmektedir. Bu sebeple çalışma öncesinde önemli bir süre, hastaların bilgisayarlı tomografilerine ulaşması için ayrılmıştır. Devamında çekilen tomografilerde de farkı zorluklarla karşılaşmıştır. Bu zorluklardan bazıları; hasta femurlarının çekilmiş tomografilerinin femurun tümünü boydan kapsamaması ya da üstten bakıldığında tümünü kapsamaması gibidir. Bu durum, Bölüm III' te (*Bölüm 6*) gösterilen resimlerde ayrıntılı bir şekilde sonuç modellere yansımıştır. Bunun yanı sıra, tomografi görüntülerinin çözünürlük değerleri de önem taşır. Cihaz ve çekim öncesi ayarlar çözünürlüğü etkilemektedir. Bu ayarlar sırasında belirlenen Z eksenindeki dilim sayısı ve dilim aralığı da kritiktir. Ayrıca, dicom dosyalarının düzeni ve boyutu da kaliteli bir model oluşturulmasını direkt olarak etkilemektedir. Oluşturulacak modelin pürüzsüz ve bütün bir katı model olmasını etkilemektedir.

## 9. SONUÇ VE TARTIŞMA

Son yıllarda, hekimler ve tasarımcılar için kısa köklü kalça protezleri ilgi çekici hale gelmeye başlamıştır. TKA operasyonu sırasında, yumuşak dokuya daha az zarar verdiği ve hekimin çalışma süresini kısalttığı bilinen bu protezler incelenmiştir. Bu çalışma kapsamında uyluk kemiği ve ona boyutsal olarak uygun protez modellemesi yer almaktadır. Çalışmanın tüm sonuçları aşağıda değerlendirilip tartışılmıştır. Bu çalışmadaki modellemenin, ilk kısmını uyluk kemiği modeli, ikinci kısmını da kısa köklü kalça protezi modeli oluşturmaktadır. Mimics ve MATLAB yazılımları kullanılarak kemik 3 boyutlu olarak modellenmiştir. MATLAB 'in kemik modellemesinde nokta bulutu yöntemiyle 3 boyutlu model sonucuna ulaştığı görülmüştür. Sonuçlar, model geometrisi açısından kıyaslanmıştır. Çalışmanın bu kısmının öğrencilere Mimics ticari yazılımına ulaşamadıklarında, daha basit ve kod yazarak üretkenliği destekleyen bir yöntem olmuştur ve bu anlamda literatüre katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

Hacettepe Üniversitesi Hastanesi Tıp Fakültesi Spor Hekimliği Ana Bilim Dalı hastalarının gerçek BT' leri kullanılarak, bir GKD' li hasta ve bir de sağlıklı birey için femur kemikleri Mimics programı kullanılarak başarıyla modellenmiştir. Daha önce yapılmamış bir çalışma olarak literatürdeki boşluğu dolduracağı düşünülmektedir. BU sonuçların yanı sıra, bazı diğer BT' ler için görüntünün zoom, çözünürlük, z yönündeki dilim aralığı ve DICOM dosyalama gibi Tablo 2' de özetlenen özelliklerinin uygunsuzluğu sebebiyle modelleme başarılı olamamıştır. Bu özellikler incelendiğinde, DICOM dosyalama özelliklerinin etkisi göze çarpmaktadır. Tek dosya içinde, aynı boyutta olan GKD' li Hasta A için başarılı olan modellemenin sırrı, bu hasta BT görüntüsü için kaliteli modelleme sonucuna ulaşmayı sağlar.

Elde edilen başarılı modellere Voo ve diğerlerinin çalışmasındakine paralel olarak, yükleme ve sınır şartları belirlenerek lineer SEA çalışması yapılmıştır. Shefelbine ve diğerlerinin belirlediği elastik modül değerleri ile ulaşılan sonuçlar anlamlı çıkmıştır. TKA operasyonu sırasında en önemli iki konunun protezin tasarımı ve protezi yerleştirilme tekniği olduğu bilinmektedir. Bu çalışma, TKA operasyonunun en önemli iki aşamasını bilgisayar ortamında uygulanmıştır.

Bölüm 1' deki( *Bölüm 4*) çalışmadaki sonlu elemanlar analizleri sonucunda, von-Misses gerilme değerleri, aşağıda grafiksel olarak özetlenmiştir. Bu grafikte, von-Misses gerilme değerleri salınımlı bir davranış göstermektedir. Daha ayrıntılı, daha fazla adetli malzemesi bulunan bir model, von-Misses gerilme sonuçlarında daha fazla doğruluğa sahiptir. Bu modeldeki 41 sonuçtan son 5' inde von-Misses gerilme değerleri statik davranmıştır. Aynı modeldeki malzeme segment sayısının artırılması, ilk 36 sonuç incelendiğinde, kemiğin alışılmadık ve kendini aynı aralıkta tekrarlayan bir salınım davranışı gösterdiği görülmüştür. Bu aralık arasındaki değerler aynı aralıkta belirli bir düzende artmakta ve azalmaktadır.

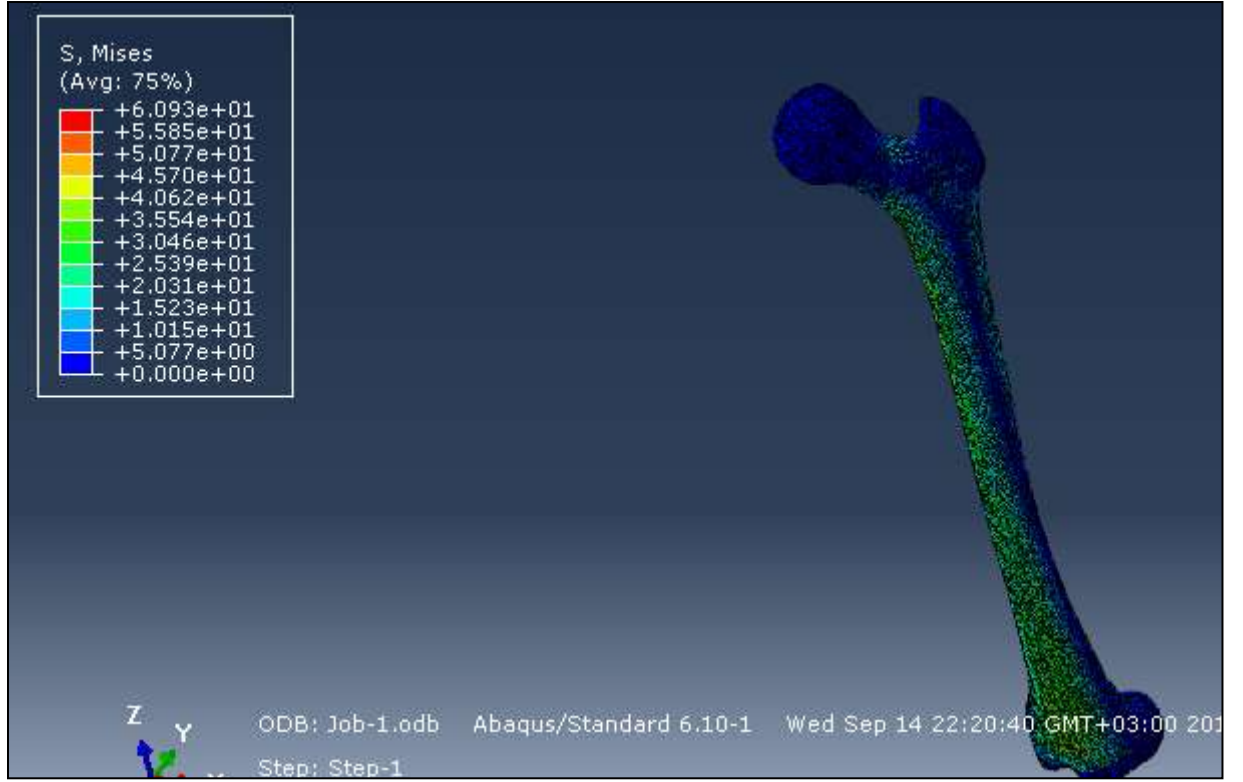
Daha önceki çalışmalarda, literatürdeki segment sayısının arttırılmasına yönelik bir çalışma bulunmamaktadır. Ancak, Tablo 3 ve Şekil 93' e bakıldığında, gerilme değerlerinin salınımlı bir davranış gösterdiği görülmektedir. Sonuçların, belirli bir

aralıkta seyretmesi, 30 segment sonrasında segment sayısının artışıyla gerilme değerinde önemli bir değişim olmadığını göstermiştir.

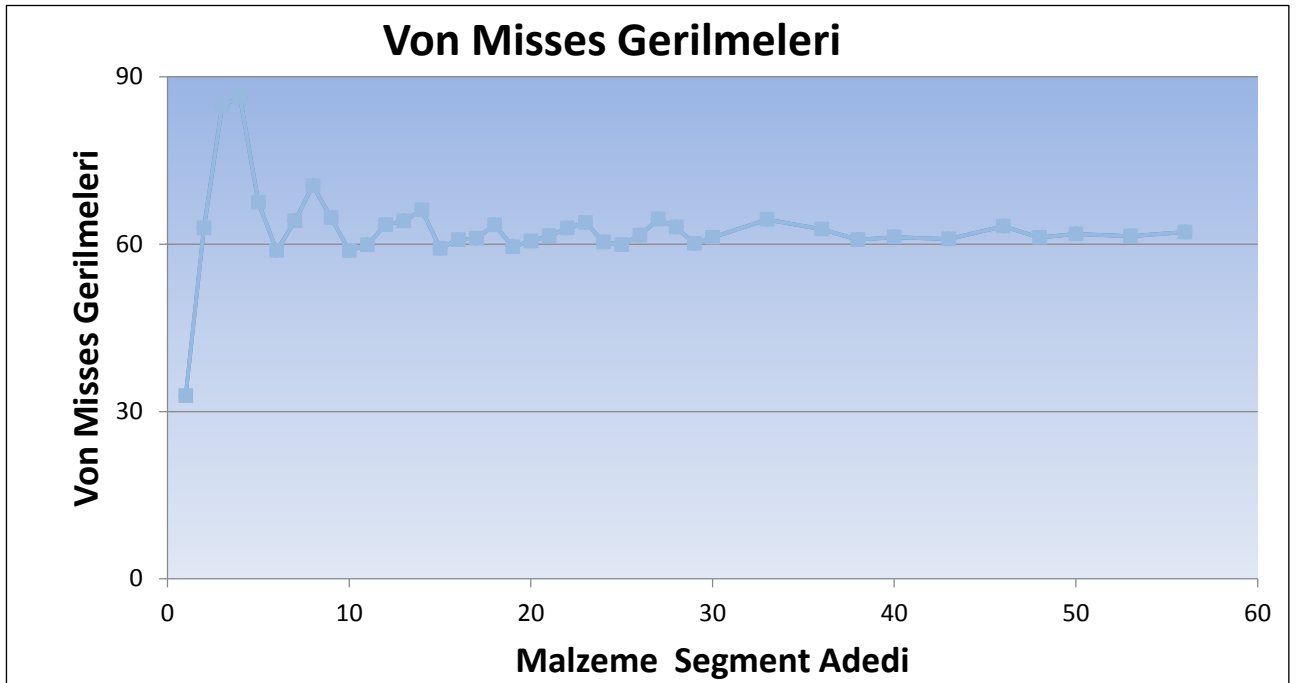
Tablo 3. Malzeme Segment Adedine Bağlı Von- Misses Gerilme Değerleri Tablosu

Malzeme Segment Adedi	Von-Misses Gerilme [MPa]
1	32,83
2	62,93
3	84,92
4	86,29
5	67,51
6	58,87
7	64,16
8	70,48
9	64,77
10	58,85
11	59,86
12	63,48
13	64,16
14	66,13
15	59,24
16	60,79
17	61,04
18	63,45
19	59,54
20	60,55

21	61,51
22	62,88
23	63,88
24	60,38
25	59,90
26	61,60
27	64,50
28	63,06
29	60,13
30	61,23
33	64,45
36	62,69
38	60,80
40	61,29
43	60,93
46	63,23
48	61,21
50	61,83
53	61,46
56	62,16
60	62,21



Şekil 92.43 Segmentli Kemik Modeli von-Misses Gerilmeleri



Şekil 93.Malzeme Segment Adedi von-Misses Gerilme Grafiği



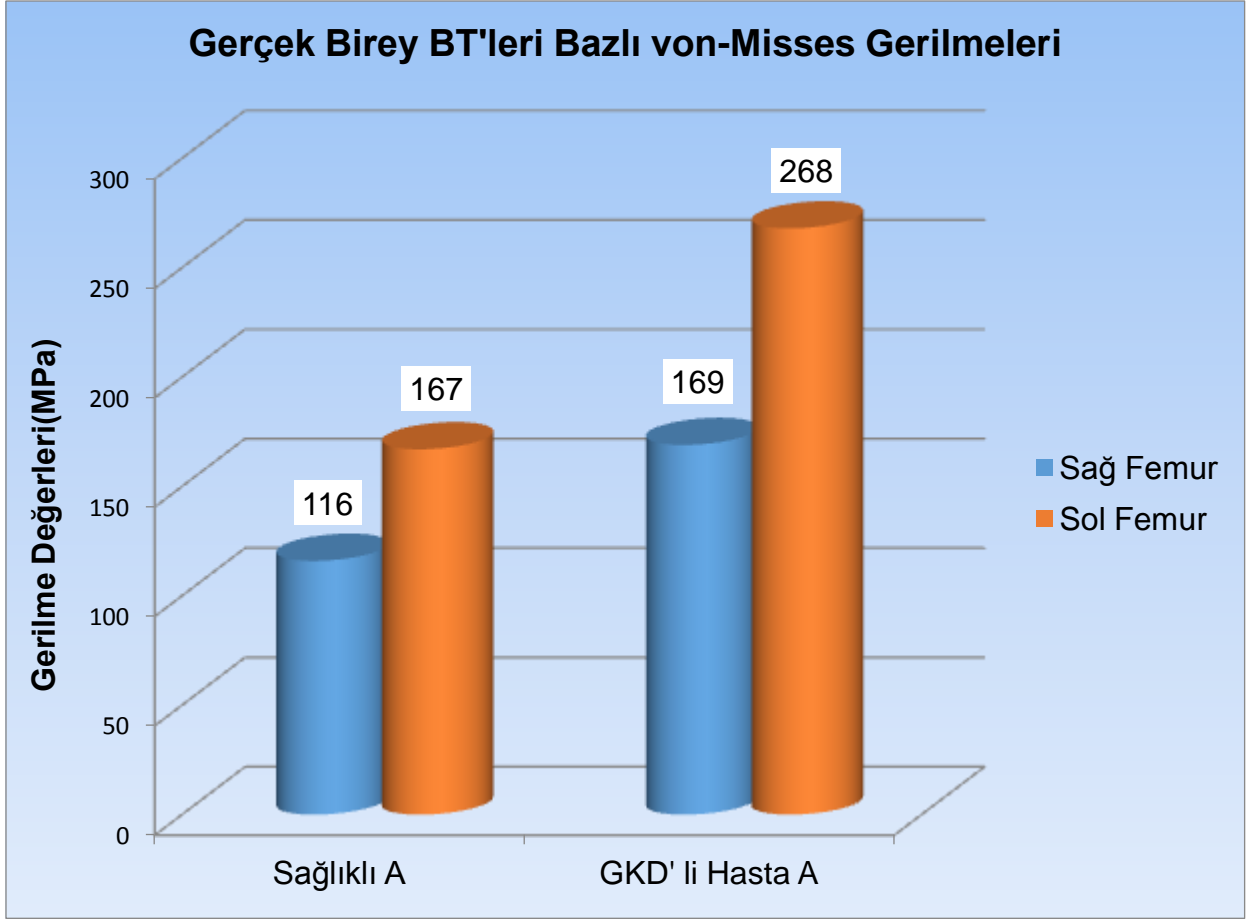
Bölüm II' deki (*Bölüm 5*) çalışma sonrası, MATLAB- Mimics medikal kemik modellemeleri değerlendirildiğinde, Mimics kullanılarak elde edilen veri tabanından alınmış 3 boyutlu femur kemiği modeli oldukça pürüzsüz ve gerçeğine yakındır. Ancak MATLAB yardımıyla oluşturulan nokta bulutu oldukça karmaşıktır. Bu sonucun çıkmasında, MATLAB' de kullanılan kodun, Mimics yazılımındaki koda kıyasla çok daha amatör olması etkili olmuştur. Ek olarak, MATLAB' deki nokta bulutu oluşturulması için Sağlıklı E isimli sağlıklı birey BT görüntüleri kullanılmıştır. Diğer yandan, Mimics ile yapılan modelde, veri tabanındaki BT görüntüleri kullanılmıştır. Sonuçta, MATLAB' in Mimics' e alternatif bir şekilde, BT görüntüsünden yararlanarak 3 boyutlu model elde edebildiği görülmüştür. MATLAB' deki kodlamanın uzun vadede daha da detaylandırılması ile daha net bir nokta bulutu ve dolayısıyla 3 boyutlu modele ulaşılması mümkündür. Öte yandan, Mimics kullanılırken harcanan uzun saatler ve ödenen program ücretleri gibi karşılaşılan ticari dezavantajlar da göz önünde bulundurulursa, MATLAB' in bu alandaki kullanımının artarak çalışmaların detaylandırılabilceği düşünülmektedir.

Bölüm III' teki (*Bölüm 6*) çalışma sonrası Sağlıklı A ve GKD' li Hasta A için gerçek hasta BT' lerinden elde edilen 3 boyutlu modellerin lineer analizlerin von-Misses Gerilme değerleri aşağıdaki Tablo 4' tedir. Daha önce benzer yöntemi kullanarak yapılmış olan çalışmalardan Bessho ve diğerleri ile Trabelsi ve diğerlerinin çalışmalarından farklı olarak GKD' li hasta BT görüntüleri üzerinde çalışılmıştır. Tüm sonuçlar, Şekil 94' teki grafikte gösterilmiştir. Tablo 4 ve Şekil 94' teki grafik incelendiğinde, Sağlıklı A için hesaplanan sağ ve sol femur kemiği maksimum gerilme değerlerinin birbirinden çok farklı olduğu görülmüştür. Bu durumun sebebinin ne olduğu araştırılmıştır. Şekil 94' teki grafik üzerinden, GKD' li Hasta A için maksimum gerilme değerlerinin Sağlıklı A ile kıyaslandığında çok daha yüksek olduğu görülmektedir. Sağlıklı A ve GKD' li Hasta A için sağ bacakların ya da sol bacakların kıyaslanması anlamlı olmayacaktır. Ancak, GKD' li Hasta A için, displazili sağ bacadaki femur kemiğinde meydana gelen gerilme değerinin (169 MPa), sol normal bacakta oluşan gerilme değerine (268 MPa) göre daha az olduğu Tablo 4 ve Şekil 94' teki grafikte görülmüştür. Bu sonuca göre, GKD' li Hasta A' nın displazili sağ bacağına daha zor kullandığı, bu sebeple hastanın zaman içinde sol dominant bir bacağına sahip olduğu düşünülmektedir. Bunun yanı sıra, Sağlıklı A' nın sağ bacağına oluşan gerilme değerinin (116 MPa), sol bacağına oluşan gerilmeye (167 MPa) oranla çok daha düşük olduğu görülmüştür. Bu durum, Sağlıklı A' nın sol dominant bir bacağına sahip olduğu düşünülmektedir. Kas kuvveti farklarının, von-Misses gerilme değerlerine bu şekilde yansıdığı düşünülmektedir.

Tablo 4. Von-Misses Gerilme Değerleri

Model	Sağ Femur Max Von Misses Gerilmesi [MPa]	Sol Femur Max Von Misses Gerilmesi [MPa]
Sağlıklı A	116	167
GKD' li Hasta A	169*	268
Sağlıklı B	Veri hesaplanamadı	
Sağlıklı C		
Sağlıklı D		
Sağlıklı E		
GKD' li Hasta B		

\* Kalça displazili femur kemiği



Şekil 94.Von-Misses Gerilme Grafiği

Bölüm IV' teki (Bölüm 7) çalışma sonrası, CATIA ile modellemesi gerçekleşen kısa köklü kalça protezi uygun bir şekilde Bölüm III' te (Bölüm 6) modellenmiş olan Sağlıklı A femur kemiği içine yerleştirilebilmiştir. Buradan anlaşılıyor ki, TKA operasyonuna uygun şekilde klinikte yapılan kalça protezinin femur kemiği içine yerleştirilmesi uygulaması bilgisayar ortamında aşama aşama gerçekleştirilebilmektedir.

İkinci aşamada kalça protezinin ve kemiğin içine malzemelerinin atanması ve bu modellere ağ atılması işlemleri tamamlanmıştır. Ağ atılmış modeller ABAQUS ortamında birleştirilerek montajı tamamlanmıştır. Bu aşamada CATIA' a da kullanılabilirdi. Ancak ABAQUS programı kullanımı seçildi, çünkü kemik malzemeleri ABAQUS' te aynen kullanılabilir. Bu kolaylık, ABAQUS' te çalışmanın seçilme sebebidir. Bu aşamanın, klinik ortamda bir operasyonda yapılabilecek ve dönüşü olmayacak hataları minimuma indirmek konusunda ve ayrıca uygulamayı yapan hekimlere zaman ve zahmet konusunda oldukça yardımcı olacağı düşünülmüştür.

Osama ve diğerleri, Fraldi ve diğerleri ve McTigle ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmalardan farklı olarak kemik ve protez modelleri ABAQUS programı kullanılarak birleştirilmiştir.

Tamamlanan montaj üzerinde herhangi bir SEA çalışması yapılamamıştır. Ancak bu bölüm kapsamında SEA çalışması için izlenecek yol tespit edilmiştir. Modellenen kısa köklü kalça protezi, ABAQUS' te uygun koşul ve yükleme altında oluşturulacaktır. Kemik modeli SEA Bölüm III' te (*Bölüm 6*) tamamlanmıştır ancak bu çalışma kapsamı dışında farklı yükleme ve sınır şartları ile yeniden ABAQUS koşusu yapılacaktır.

Model bütün olarak incelenmeden önce, ABAQUS ortamında çakışan ağ grupları gelecek çalışmalarda tespit edilecektir. Bu ağ grupları, modelden ayrıştırılarak, temizlenecektir. Bu işlem sonrası, protez ve kemik elemanları arasına sınırlamalar getirilerek, son bir ABAQUS koşusu daha tamamlanacaktır. Gelecek çalışma olarak planlanmış bu bölümde, ayrıca protez malzemesinin yoğunluğu değiştirilerek farklı sayıda segmentler için malzemelerdeki SEA yöntemi ile ulaşılan gerilme sonuçları değerlendirilerek, karşılaştırılabilir. Bu sayede kalça için kısa köklü protez- kemik montajı bir çok yönden incelenerek, klinik uygulamalara katkı sağlayacaktır.

## KAYNAKLAR

- [1] Korkusuz F., *Ortopedi ve Travmatoloji*, Temel Bilimler ve Araştırma, TOTBİD Yayıncılık, Ankara, **2016**.
- [2] Köse N., Ömeroğlu H., Dağlar B., *Gelişimsel Kalça Displazisi Erken Tanı ve Tedavi Programı Eğitim Kitapçığı*, **2010**, e-kitapçık, [http://www.istanbulhalksagligi.gov.tr/data/content/cekush\\_dosyalar/18-Gelisimsel Kalca Displazisi.pdf](http://www.istanbulhalksagligi.gov.tr/data/content/cekush_dosyalar/18-Gelisimsel%20Kalca%20Displazisi.pdf)
- [3] Bialik V, Bialik GM, Blazer S, Sujov P, Wiener F, Berant M,. Development dysplasia of the hip: a new approach to incidence. *Pediatrics* 1999;103:93 9.,**1999**.
- [4] Jacobsen S., Adult hip dysplasia and osteoarthritis: Studies in radiology and clinical epidemiology, Doctoral Thesis, Acta orthopaedica supplementum no. 324, vol. 7, **2006**.
- [5] Ashman, R.B., Cowin, S.C., Van Buskirk, W.C., Rice, J.C., A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *Journal of Biomechanics* 17, 349—361, **1984**.
- [6] Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of Biomechanics*; 26(2): 11 I-9, **1993**
- [7] Hasegawa, K., Turner, C.H., Recker, R.R., Wu, E., Burr, D.B., Elastic properties of osteoporotic bone measured by scanning acoustic microscopy. *Bone* 16, 85—90, **1995**.
- [8] Rho J.Y., Hobalto M.C., Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone, *Medical Engineering and Physics* Vol. 17. No. 5,pp 347-355, **1995**.
- [9] Turner Charles H., Rho J.Y., Takano Y., Tsui Tink Y., Pharr George M., The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques, *Journal of Biomechanics*, 32, 437-441, **1999**.

- [10] Voo L., Armand M., and Kleinberger M. Stress Fracture Risk Analysis of the Human Femur Based on Computational Biomechanics, *Johns Hopkins Apl Technical Digest*, Volume 25, 223-230, Number, **2004**.
- [11] Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, Matsumoto T, Imai K, Nakamura K, Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *J. Biomechanics* 40, 1745–175, **2007**.
- [12] Trabelsi N, Yosibash Z, Wutte C, Augat P, Eberle S, Patient-specific finite element analysis of the human femur-A double-blinded biomechanical validation, *Journal of Biomechanics* 44 1666–1672, **2011**.
- [13] Popescu D., Anania D., Amza C., Amza G., Cicic D. T., Manufacturing Complex Anatomical Models in an Integrated Approach CT/CAD/CAM from Rigid Polyurethane Foam. a Case Study, *U.P.B. Sci. Bull., Series D, Vol. 73, Iss. 4*, 196-202, **2001**.
- [14] Rathnayaka K., Momot K., Volp A., Noser H., Sahama T., Schuetz M. A., Schmutz B., Quantification of the Accuracy of MRI Generated 3D Models of Long Bones compared to CT generated 3D models, *Medical Engineering and Physics*, Volume 34, Issue 3, Pages 357–363, **2012**.
- [15] Gargiulo P., Helgason T., Ramon C., Jónsson jr H., Carraro U., CT and MRI assessment and characterization using segmentation and 3D modeling techniques: applications to muscle, bone and brain, 3D color CT and MRI of muscle, bone and brain, *Eur J Trans Myol - Basic Appl Myol* ; 24 (1): 55-62, **2014**.
- [16] Moga M, Pogarasteanu ME, Technical considerations and functional results in primary uncemented hip arthroplasty using short stem femoral stems through mini-invasive techniques, Orthopedics Traumatology Clinic, Bucharest Romania,, *Journal of Medicine and Life*; 7(3): 403–407.**2014**.
- [17] Osama A. , Abdelaala M. , Darwish Saied M. H. , El-Hofy H., Saito Y., Design and Analysis of Patient-Specific Hip Implant Femoral Stem, *Journal of Virtual and Physical Prototyping*, Volume 8, Issue 1, 65-83, **2014**.

- [18] Shantanu S., Harsha A.P., Analysis of Femoral Components of Cemented Total Hip- Arthroplasty, *Journal of The Institution of Engineers (India): Series D*, Volume 97, Issue 2, pp 113–120, **2016**.
- [19] Weiner S, Wagner HD, The material bone: Structure-mechanical function relations. *Ann Rev Mater Sci* 28: 271–298, **1998**.
- [20] Fratzl P., Weinkamer R., Nature's hierarchical materials, *Progress in Material Science* 52, 1263-1334, **2007**.
- [21] Hambli R., Hattab N., *Application of neural network and finite element method for multiscale prediction of bone fatigue crack growth in cancellous bone*, Chapter *Multiscale Computer Modeling in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Volume 14 of the series Studies in Mechanobiology, Tissue Engineering and Biomaterials pp 3-30, **2012**.
- [22] Caouettea C., Bureaub M.N., Vendittolic P.-A., Lavignec M., Nuño N., Influence of the stem fixation scenario on load transfer in a hip resurfacing arthroplasty with a biomimetic stem, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* Volume 45, Pages 90-100, **2015**.
- [23] Carrieroa A., Jonkersba I., Shefelbine S. J., Mechanobiological prediction of proximal femoral deformities in children with cerebral palsy, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* Vol. 14, No. 3, 253–262, **2011**.
- [24] Carter, DR., Hayes, WC, The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure, *Journal of Bone & Joint Surgery - American* Volume: October **1977**.
- [25] Scholz R., Hoffmann F., Sachsen, S.V.; D., Welf-Guntram D., Carsten K., Voigt C., Validation of density–elasticity relationships for finite element modeling of human pelvic bone by modal analysis, *Journal of Biomechanics* 46 2667–2673, **2013**.
- [26] Dougherty G., *Digital Image Processing for Medical Applications*, 978-0-511-53343-3, **2009**.

[27] Mirarab A., Fard N. G. and Shamsi M., A cloud solution for medical image processing, *Int. Journal of Engineering Research and Applications*, 2248-9622, Vol. 4, Issue 7( Version 3), pp.74-82, **2014**.

[28] Ashman, R.B., Rho J.Y., Elastic modulus of trabecular bone material. *Journal of Biomechanics* 21, 177—181, **1988**.

[29] Fraldi M., Esposito L., Perrella G., Cutolo A., Cowin S. C., Topological optimization in hip prosthesis design, *Biomech Model Mechanobiol* DOI 10.1007/s10237-009-0183-0, **2009**.

[30] Mctigle T, Brazil D, Keggi J.M., Keppler L, Mcpherson E.J, , Short Stems in Total Hip Arthroplasty, Joint Implant Surgery and Research Fundation (JISRF) Poster, Pan Pacific Orthopaedic Congress, International Congress for Joint Reconstruction, July 16-19, **2014**.



## EKLER

### EK-1: BÖLÜM II MATLAB KODLARI SEGMENTASYON

```
for i=1:148
    FileName(i,:)= strcat('I00', sprintf('%03d',i));
    Data(:,i) = dicomread(FileName(i,:));
end
```

```
HU = -24.052 + 1.146*Data;
```

```
Data = double(Data);
Data_Region1 = Data;
histogram(Data);
Data_Region1(Data_Region1<700) = 0;
histogram(Data_Region1);
```

```
figure(1)
mesh(Data(:, :, 146));
title('Original CT');
```

```
view(2);
```

```
figure(2)
mesh(Data_Region1(:, :, 146));
title('Cleaned CT < 700');
view(2);
```

```
Data_Region2 = Data;
Data_Region2(Data_Region2<1000) = 0;
```

```
figure(3)
mesh(Data_Region2(:, :, 146));
title('Cleaned CT < 1000');
view(2);
```

```
figure(4)
histogram(Data_Region2);
ylim([0 1000000]);
xlim([1000 1500]);
```

```
Data_Region3 = Data;
Data_Region3(Data_Region3<1200) = 0;
```

```
figure(5)
mesh(Data_Region3(:, :, 146));
title('Cleaned CT < 1200');
view(2);
```

```
Data_Region4 = Data;
```

```
Data_Region4(Data_Region4<1250) = 0;
```

```
figure(6)
mesh(Data_Region4(:,:,146));
title('Cleaned CT < 1250');
view(2);
Data_Region5 = Data;
Data_Region5(Data_Region5<1550) = 0;
```

```
figure(7)
mesh(Data_Region5(:,:,146));
title('Cleaned CT < 1550');
view(2);
```

```
[X Y Z]= NoktaBulutu(Data_Region5,0.88,0.88,2.0)
```

## EK-2: BÖLÜM II MATLAB KODLARI NOKTA BULUTU

```
function [X, Y, Z] =
NoktaBulutu(data,birim_mesafe_piksel_x,birim_mesafe_piksel_y,birim_mesafe_piksel_z)

boyut_X_buyukluk = size(data,1); %Piksel datasi X boyutu
boyut_Y_buyukluk = size(data,2); %Piksel datasi Y boyutu
boyut_Z_buyukluk = size(data,3); %Piksel datasi Z boyutu

toplam_nokta_sayisi = nnz(data); %Sifir olmayan veri sayimi

X = zeros(toplam_nokta_sayisi,1); %Hafizada yer ayirma
Y = zeros(toplam_nokta_sayisi,1); %Hafizada yer ayirma
Z = zeros(toplam_nokta_sayisi,1); %Hafizada yer ayirma

nokta = 0;
for i = 1:boyut_X_buyukluk
    for j = 1:boyut_Y_buyukluk
        for k = 1:boyut_Z_buyukluk
            if data(i,j,k) > 0
                %Nokta mevcut
                nokta = nokta + 2;
                X(nokta) = i*birim_mesafe_piksel_x;
                Y(nokta) = j*birim_mesafe_piksel_y;
                Z(nokta) = k*birim_mesafe_piksel_z;
            end
        end
    end
end

scatter3(X,Y,Z,0.1);

end
```

# ÖZGEÇMİŞ

## Kimlik Bilgileri

Adı Soyadı: Burcu Tanrıverdi

Doğum Yeri: Ankara

Medeni Hali: Bekar

E-posta: burcutan007@gmail.com

Adresi: Tuncer Sokak 7/10 Maltepe Ankara

## Eğitim

Lisans: Kırıkkale Üniversitesi Makine Mühendisliği

Yüksek Lisans: Başkent Üniversitesi İşletme Yönetimi

## Yabancı Dil ve Düzeyi:

İngilizce İleri

Almanca Başlangıç

## İş Deneyimi

TAI TUSAŞ Havacılık ve Uzay Sanayii A.Ş. 2007-2012, Ar-ge Departmanı Tasarım Mühendisliği

MAN Kamyon ve Otobüs Türkiye, 2012-2014, Ar-ge Departmanı Tasarım ve İş Hazırlama Mühendisliği

BVS Bülbüloğlu Vinç Sanayii ve Ticaret A.Ş. 2014-2016, Ar-ge Departmanı Tasarım ve Proje Mühendisliği

## Deneyim Alanları

Tasarım, Analiz, Dökümantasyon, Projelendirme

## Tezden Üretilmiş Tebliğ ve/ veya Poster Sunumu ile Katıldığı Toplantılar

Poster Sunu, B. Tanrıverdi ve F. Korkusuz, İnsan femurunun parametrik bir materyal duyarlılığı analizi, 8. Ankara Uluslararası Biyomekanik Kongresi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, TÜRKİYE, Ekim 2016.



HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
YÜKSEK LİSANS/DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLER ENSTİTÜSÜ  
BİYOMÜHENDİSLİK ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI'NA

Tarih: 4/7/2017

Tez Başlığı / Konusu: GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİLİ KEMİĞİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ VE NORMAL KEMİKLE KARŞILAŞTIRILMASI

Yukarıda başlığı/konusu gösterilen tez çalışmamın a) Kapak sayfası, b) Giriş, c) Ana bölümler d) Sonuç kısımlarından oluşan toplam 76 sayfalık kısmına ilişkin, 3/7/2017 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından *Turnitin* adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 0 'dır.

Uygulanan filtrelemeler:

- 1- Kaynakça hariç
- 2- Alıntılar hariç/~~dâhil~~
- 3- 5 kelimedenden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Çalışması Orjinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Uygulama Esasları'nı inceledim ve bu Uygulama Esasları'nda belirtilen azami benzerlik oranlarına göre tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Gereğini saygılarımla arz ederim.

Tarih ve İmza

Adı Soyadı: Burcu Tanrıverdi  
Öğrenci No: N14328187  
Anabilim Dalı: BİYOMÜHENDİSLİK  
Programı: BİYOMÜHENDİSLİK YÜKSEK LİSANS  
Statüsü:  Y.Lisans  Doktora  Bütünleşik Dr.

5/7/2017

**DANIŞMAN ONAYI**

UYGUNDUR.

(Unvan, Ad Soyad, İmza)