

**HASTAYA ÖZEL İMPLANT SEÇİMİNDE
OLASILIK ESASLI SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİNİN KULLANILMASI**

Fatih MEDETALİBEYOĞLU

**Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Prof. Dr. İrfan KAYMAZ**

2013

Her hakkı saklıdır

**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**HASTAYA ÖZEL İMPLANT SEÇİMİNDE OLASILIK ESASLI
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİNİN KULLANILMASI**

Fatih MEDETALİBEYOĞLU

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ERZURUM
2013**

Her hakkı saklıdır



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

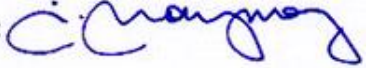


TEZ ONAY FORMU

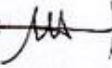
Hastaya Özel İmplant Seçiminde Olasılık Esaslı Sonlu Elemanlar Yönteminin Kullanılması

Prof. Dr. İrfan KAYMAZ danışmanlığında, Fatih MEDETALİBEYOĞLU tarafından hazırlanan bu çalışma 05/06/2013 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak **oybirliği** ile kabul edilmiştir.


Başkan : Prof. Dr. İrfan KAYMAZ

İmza: 

Üye : Doç. Dr. Mustafa YAMAN

İmza: 

Üye : Yrd. Doç. Dr. Osman Ünsal BAYRAK

İmza: 

Yukarıdaki sonucu onaylıyorum



Prof. Dr. İhsan EFEOĞLU
Enstitü Müdürü

Bu çalışma TÜBİTAK 1001 projeleri kapsamında desteklenmiştir.
Proje No: 110M055

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

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

HASTAYA ÖZEL İMPLANT SEÇİMİNDE OLASILIK ESASLI SONLU ELEMENLAR YÖNTEMİNİN KULLANILMASI

Fatih MEDETALİBEYOĞLU

Atatürk Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Bölümü

Danışman: Prof. Dr. İrfan KAYMAZ

Vücudun kayba uğrayan herhangi bir kısmını suni olarak tamamlamak veya iyileşmesine yardımcı olmak amacıyla doku içerisine yerleştirilen implantların seçimi, tecrübeler ve bu tecrübelerden elde edilen bilgiler ile yapılan tahminlere dayanmaktadır. Bu yaklaşım daha önceki vakalar dikkate alınarak, parametrelerin ortalama değerleri üzerinden yapılmaktadır. Ayrıca implantta ve çevreleyen kemiklerde gerilme dağılımının düzgün olmaması hem ameliyat sonrası ağrılar yaşanmasına hem de kemiğin yeniden şekillenmesinde (bone remodelling) fizyolojik bozukluğa neden olabilmektedir. Bu tür sıkıntılar nedeniyle, vücuda yerleştirilen implantın tekrar vücuttan çıkartılması gerekebilir. Son yıllarda bu sakıncaları ortadan kaldırmak ve tedavi sonrası başarıyı artırmak için “hastaya özel implant (patient-specific implant)” yaklaşımı kullanılmaya başlanmıştır. Bu çalışmada, hastaya ait bilgisayar tomografi görüntüsü kullanılarak hastaya özel olarak kemik modeli elde edilmiştir. Kortikal ve trabeküler dağılımı, literatürde yapılan sabit bir kalınlık yerine, gerçeğe uygun bir şekilde elde edilmiştir. Ayrıca, seçilen implantın ve kemiğin etki edecek kuvvetler altında davranışı sonlu elemanlar programı yardımıyla belirlenmiştir. Böylece ameliyat sonrası implantın davranışı ile ilgili bilgiler de ameliyat öncesi elde edilmiştir. Vücutta kullanılan implantların özelliği, implantın maruz kaldığı yükler ve kemiğin özelliği gibi parametreler doğaları gereği belirli bir istatistiksel dağılıma sahip rastgele değişkenlerdir. Bu çalışma kapsamında, kemik malzeme özelliği ve yüklemelerdeki varyasyonlar dikkate alınarak gerilme, şekil değiştirme gibi implantın davranışını gösteren sonuçlar rastgele değişkenler olarak elde edilerek değerlendirilmiştir.

2013, 65 sayfa

Anahtar Kelimeler: Hastaya Özel İmplant, Biyomekanik, Sonlu Elemanlar, Olasılık Esaslı Analiz

ABSTRACT

Master Thesis

SELECTION OF PATIENT SPECIFIC IMPLANT USING PROBABILISTIC FINITE ELEMENT ANALYSIS

Fatih MEDETALİBEYOĞLU

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

Supervisor: Prof. Dr. İrfan KAYMAZ

Selection of proper implants, which are planted into tissue in order to heal or artificially to complete any part of a body incurring losses, is depending on experiences and predictions made using the knowledge gained from these experiences. Considering previous cases, this approach is utilized on the mean values of parameters. In addition, uneven stress distributions on both the implant and surrounding bones may not only make the patient suffer from the pain but also causes physiological anomalies due to bone remodelling. Owing to these problems, it may be necessary to pull out the implant from the body. In recent years, “patient-specific implant” approaches have been come into use in order to eliminate these disadvantageous. In this study, a realistic patient-specific computer model was obtained from the patient-specific computerized tomography, in which dispersion of cortical and trabecular bone was modelled according to the real structure, contrary to the model in the literature in which the interface between cortical and trabecular bone is smoothly modelled. In addition, the behaviour of the bone and implant subjected to loading was determined using a finite element software. Thus, the behaviour of the implant after the operation was predicted before the operation. The parameters such as the properties of the implants used in the body, the forces acting on the implants and bone properties do not take a single value, rather they are random variables having a statistical distribution. Therefore, within the scope of this study, the results such as stresses and displacements that indicate the performance of the implant were obtained as random variables by considering the variations of the bone material properties as well as the load acting on the implant.

2013, 65 pages

Keywords: Patient-Specific Implant, Biomechanics, Finite Element, Probabilistic Analysis

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince desteğini, yardımı ve ilgisini esirgemeyen tez danışmanın Sayın Prof. Dr. İrfan KAYMAZ'a,

Bu süreçte desteğini esirgemeyen babama, anneme ve kardeşlerime,

Sayın Prof. Dr. Ayhan ÇELİK'e, Sayın Prof. Dr. Akgün ALSARAN'a, Sayın Prof. Dr. Ömer Selim YILDIRIM'a, Sayın Doç. Dr. Fatih YETİM'e, Sayın Yrd. Doç. Dr. İlhan Metin DAĞSUYU'na, Sayın Yrd. Doç. Dr. Fatih YILDIZ'a, Sayın Yrd. Doç. Dr. Yenal VANGÖLÜ'ne, Sayın Yrd. Doç. Dr. Mustafa Tolga YURTCAN'a, Sayın Yrd. Doç. Dr. Özlem BARAN'a, Sayın Arş. Gör. Özgü BAYRAK'a, Sayın Öğr. Gör. İsmail Hakkı KORKMAZ'a, Sayın Arş. Gör. Halim KOVACI'ya, Sayın Arş. Gör. İlyas HACISALİHOĞLU'na, Sayın Makine Yüksek Mühendisi Erkan ÖZYILMAZ'a, Sayın Öğr. Gör. Nesimi AKPINAR'a, Sayın Arş. Gör. Mevra ASLAN'a, Sayın Makine Yüksek Mühendisi Mansour NASIRI'ye, Sayın Arş. Gör. Onur ÇOMAKLI'ya, Sayın Arş. Gör. Abdullah Tahir ŞENSOY'a, Sayın Öğr. Gör. Çiğdem ALBAYRAK'a, Sayın Makine Mühendisi Halil İbrahim İMİROĞLU'na, Sayın Mustafa YAZICI'ya,

Sağladığı maddi imkânlar dolayısı ile Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK)'na,

Teşekkür ederim.

Fatih MEDETALİBEYOĞLU

Mayıs 2013

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ.....	1
2. KURAMSAL TEMELLER	2
2.1. Kemik özellikleri	2
2.2. Çene Kemiğinin Yapısı	3
2.3. Ortodontik Amaçlı Mini Vida Kullanımı	5
2.3. Hastaya Özel İmplant Seçimi	5
2.4. Hastaya Ait Görüntünün Elde Edilmesi	7
2.5. Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Çalışma Prensipleri.....	8
2.6. DICOM Formatında Görüntü Alımı.....	10
2.7. DICOM'un İçeriği	11
2.8. DICOM Verisi	11
2.9. Kemik Malzeme Özelliklerinin Hastaya Özel Elde Edilmesi	13
2.10. Mandibula İçin Ortotropik Malzeme Özelliklerinin Tayin Edilmesi	20
3. MATERYAL ve YÖNTEM	23
3.1. Üç Boyutlu Modelleme Amacıyla Kullanılacak Bilgisayarlı Tomografi Verilerinin Temini.....	23
3.1.1. Hastaya özel mini vida uygulamaları.....	23
3.2. Hastaya Özel Üç Boyutlu BD modelin elde edilmesi.....	25
3.3. Kemiğin Kesimi ve Vidaların Montajı	31
3.4. Sonlu Elemanlar Modelinin Elde Edilmesi	32
3.4.1. Meshleme.....	32
3.4.2. Sınır şartları	36
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA	37

4.1. Gerilme Analizi	37
4.1.1. Mandibulanın deterministik gerilme analizi	37
4.1.1.a. Hastaya özel izotropik malzeme modeli	37
4.1.1.b. Sabit ortotropik malzeme modeli	43
4.2. Olasılık Esaslı Gerilme Analizi	48
4.2.1. Olasılığa dayalı sonlu elemanlar analizi	48
4.2.2. Mandibulanın olasılık esaslı gerilme analizi	51
4.2.2.a. İzotropik malzeme modeli	51
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	55
KAYNAKLAR	61
ÖZGEÇMİŞ	66

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

3B	3 Boyutlu
BT	Bilgisayarlı Tomografi
BD	Bilgisayarlı Destekli
DICOM	Digital Imaging and Cominication in Medicine
E	Elastisite Modülü
FEA	Sonlu Elemanlar Yöntemi (Finite Element Analysis)
GPa	Gigapascal
G	Kayma Modülü
HU	Hounsfield Sayısı
LHS	Latin Hiperküp Örneklemesi(Latin Hypercube Sampling)
MPa	Megapascal
MR	Manyetik Rezonans
mSv	Etkin Doz
N	Newton
R^2	Korelasyon Katsayısı
R_{FL}	Yorulma Limit Değeri
$S_{\sigma l}$	Maksimum Asal Gerilme Değeri
μm	Mikrometre
ν	Poisson Oranı
ρ	Yoğunluk
ρ_{app}	Görünen Yoğunluk
ρ_{ash}	Kül Yoğunluğu

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Mandibular kemik dokusu (Kober <i>et al.</i> 2005).....	2
Şekil 2.2. (a) Kemiğin heterojen yapısı (Austman <i>et al.</i> 2008), (b) kemiğin anizotropik yapısı (Frankel <i>et al.</i> 1971), (c) kemiğin viskoelastik yapısı (McElhaney <i>et al.</i> 1964)	3
Şekil 2.3. Mandibulada dişe ait kesit görüntüsü (Anonymous-1.).....	4
Şekil 2.4. Mandibula kemiğinin bölümleri (Anonymous-2.).....	4
Şekil 2.5. (a) Alt çenenin sağ sol hareketleri, (b) alt çenenin açma ve kapama hareketleri (Yalçın 2006)	4
Şekil 2.6. (a) Klasik yaklaşım, (b) hastaya-özel yaklaşım işlem basamakları (Jun and Choi 2010).....	6
Şekil 2.7. Röntgen görüntüsünden 3B modelin elde edilmesi (Galibarov <i>et al.</i> 2010).....	8
Şekil 2.8. BT'den kesit şeklinde görüntülerin alınması	9
Şekil 2.9. BT'nin temel elemanları (Ceydeli 2000).....	10
Şekil 2.10. DICOM kayıtlarının bulunduğu dizin.....	11
Şekil 2.11. DICOM formatında kaydedilmiş görüntüler	12
Şekil 2.12. Kafatasına ait örnek BT görüntüleri	12
Şekil 2.13. (a) Hastaya ait BT görüntüsü, (b) tüm görüntüden sadece mandibula kemiğinin seçilmesi (sarı renk ile işaretlenmiş), (c) üç boyutlu katı model	12
Şekil 2.14. (a)Hounsfield değerlerinin farklı doku/organlara göre dağılımını veren skala (b)tek bir kemik içinde Hounsfield değerinin dağılımı (MIMICS 2012)	14
Şekil 2.15. BT görüntüsünden elastisite modülünün elde edilme aşamaları.....	15
Şekil 2.16. Mandibula kemiğinde elastisite modülünün dağılımı.....	17
Şekil 2.17. Mandibula için farklı malzeme grubu-HU değeri histogramları	19
Şekil 2.18. Kortikal kemikte hacimsel eleman sayısının Hounsfield değerlerine göre değişimi	20
Şekil 2.19. Heterojen malzeme tanımlaması yapılmış mandibula trabeküler	20

Şekil 2.20. Dikkate alınan ortotropik malzeme özelliğine göre tanımlanmış lokal koordinat sistemi (X: Medial- Lateral Y: İnférieur-Superior Z:Anterior- Posterior)	22
Şekil 3.1. Alt çene geriliğine sahip bir hastanın (a) tedavi öncesi (b) tedavi sonrası görüntüleri (Triaca <i>et al.</i> 2004)	24
Şekil 3.2. Alt çene geriliğine sahip hastaya ait BT görüntüleri	24
Şekil 3.3. Hasta M.Ç. 'ye ait tomografi görüntülerinden oluşturulan 3 boyutlu kafa modeli.....	25
Şekil 3.4. HU değerleri ile gri değerler arasındaki ilişki (MIMICS 2012)	26
Şekil 3.5. (a)3B Model için eşikleme (thresholding) işleminin yapılması, (b)dokuya veya yaşa göre (çocuk, yetişkin) MIMICS tarafından tanımlanmış HU sınır değerleri (MIMICS 2012)	27
Şekil 3.6. MIMICS ile 3B model oluşturma aşamaları.....	27
Şekil 3.7. Ham modeller: (a) mandibula kortikal, (b)mandibula trabeküler.....	29
Şekil 3.8. Mandibular trabeküler kemiği oluşturma aşamaları	29
Şekil 3.9. (a)Maskeleme, (b)ayırıştırma ve (c) 3B Model	30
Şekil 3.10. (a) Kortikal mandibulanın, (b) trabeküler mandibulanın, (c) tüm mandibulanın farklı açılardan görünümü	31
Şekil 3.11. Vida yuvası açılmış mandibula.....	32
Şekil 3.12. (a) Farklı konumlarda mini vida yerleştirilmiş mandibulanın gösterimi, (b) kesit görünütüsü	32
Şekil 3.13. Yüzeysel meshi tamamlanmış modeller ve mesh kalitesini gösteren histogramlar	34
Şekil 3.14. Mandibulada mini vidanın monte edildiği bölgenin yüzeysel meshi	35
Şekil 3.15. Yüzeysel mesh hata kontrol penceresi	35
Şekil 3.16. Mandibula modelinin sınır şartları.....	36
Şekil 4.1. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida von Mises gerilmesi dağılımı... 39	
Şekil 4.2. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida von Mises gerilmesi dağılımlarının mini vida konumuna göre değerleri.....	39
Şekil 4.3. Mandibula trabeküler kemikte oluşan von Mises gerilmesi mini vida konumuna göre değerleri	40

Şekil 4.4. Mandibula kortikal ve trabeküler kemikte vida yuvası boyunca gerilme dağılımı	40
Şekil 4.5. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida yer değiştirmeleri	42
Şekil 4.6. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida yer değiştirmelerin mini vida konumuna göre karşılaştırmalı değerleri.....	42
Şekil 4.7. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida von Mises dağılımı.....	44
Şekil 4.8. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida von Mises gerilmesi dağılımlarının mini vida konumuna göre değerleri.....	45
Şekil 4.9. Mandibula trabeküler kemikte oluşan von Mises gerilmesinin mini vida konumuna göre değerleri	45
Şekil 4.10. Mini vida gerilme dağılımının kortikal ve trabeküler kemik boyunca gösterimi.....	46
Şekil 4.11. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida yer değiştirmeler	47
Şekil 4.12. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida yer değiştirmelerin mini vida konumuna göre karşılaştırmalı değerleri.....	47
Şekil 4.13. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida von Mises gerilme büyüklüklerinin olasılık ve kümülatif yoğunluk fonksiyonları.....	52
Şekil 4.14. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida yer değiştirme büyüklüklerinin olasılık ve kümülatif yoğunluk fonksiyonları	54

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. BT ve X-ışını radyasyon seviyesinin karşılaştırılması.....	8
Çizelge 2.2. ρ ile E arasındaki ampirik ilişkiler (Austman <i>et al.</i> 2008).....	16
Çizelge 2.3. Trabeküler kemik için literatürde belirlenmiş olan yoğunluk-elastisite modülü bağıntıları	18
Çizelge 2.4. Kortikal kemik için $\rho -E$ ilişkisi.....	20
Çizelge 2.5. Mandibula kortikal ve trabeküler malzeme özellikleri	21
Çizelge 2.6. Mandibula için ortotropik malzeme özellikleri (Liao <i>et al.</i> 2011).....	21
Çizelge 3.1. Kemiğe göre MIMICS tarafından atanan limit HU değerleri.....	29
Çizelge 3.2. İlgili hekim yardımıyla belirlenen HU değerleri	29
Çizelge 3.3. Mandibula için hacimsel eleman sayıları.....	36
Çizelge 4.1. Sonlu elemanlar esaslı analizlerde tanımlanmış olan malzeme özellikleri.	38
Çizelge 4.2. Mandibula için ortotropik malzeme özellikleri.....	43
Çizelge 4.3. Mandibula mini vida analizinde dikkate alınan rastgele değişkenler	51

1. GİRİŞ

Mini vidalar kolay uygulanabilen ve üzerlerine kompleks diş hareketlerini sağlayabilecek mekanikler kurulabilen kullanışlı aygıtlardır (Önçağ 2010). Mini vidalar kemikte geçici aparatlar olarak kullanılırlar ve neredeyse ağız içinde her yere yerleştirilebilmesi, hızlı ve atramvatik bir şekilde implantasyonu başlıca avantajlarından (Paik 2009). Konvansiyonel yöntemlerle elde edilmesi zor olan diş hareketleri, mini vidalar yardımıyla etkin bir şekilde kazanılabilmektedir (Önçağ 2010). Geçen on yılda mini vidaların gelişiminde hızlı bir ilerleme oldu ve ortodontide sıkça kullanılmaya başlandı (Lin *et al.* 2010).

Son çalışmalar enfeksiyondan ziyade biyolojik ve mekanik faktörlerin mini implantların uygulanmasının başarısızlığı ile alakalı olduğunu göstermiştir. Bu faktörler ortodontik kuvvet, implantasyonun yapıldığı bölge, kortikal kemik kalınlığı ve hastanın oral durumuyla ilişkilidir. Mini implantlar geçici ankraj olarak kullanılmasına rağmen, stabilite uzun süreçte implantın başarılı olup olmadığını belirler (Lin *et al.* 2013). Hastanın kemik mekanik özelliklerini, kuvvetin değişkenliğini, kemiğin fiziksel özelliklerini göz önünde bulundurarak sonlu elemanlar programları ile daha doğru sonuçlar elde edilebilir. Böylece ameliyat öncesi daha verimli sonuçlara ulaşılabilir.

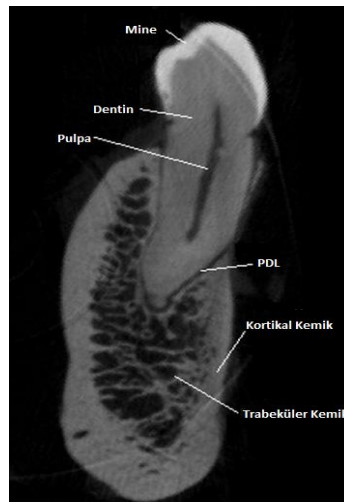
Yukarıda belirtilen şartlar göz önünde bulundurularak; bu çalışmada hastanın Bilgisayarlı Tomografi verilerinden yola çıkılarak mandibulanın gerçeğe yakın 3B modeli elde edilmiş, benzer olarak yapılan çalışmalara kıyasla mandibula sabit kortikal kemik kalınlığı yerine değişken kalınlıklara sahip olacak şekilde modellenmiştir. Mandibula üzerine yapılan çalışmalarda malzeme modelinde ve yüklemeye var olan varyasyonların dikkat alındığı çok az çalışma bulunmaktadır (Petrie and Williams 2007). Bu çalışma kapsamında mini vidanın performansını etkileyecek rastgele değişkenler olarak malzeme özelliği ve uygulanan kuvvet dikkate alınmıştır. Böylece bu çalışmada hastaya özel verileri kullanılarak mandibulaya ait sonlu elemanlar modeli oluşturulmuş ve sonlu elemanlar analizleri olasılık esaslı gerçekleştirilerek implant seçimine yardımcı olacak şekilde yapılmıştır.

2. KURAMSAL TEMELLER

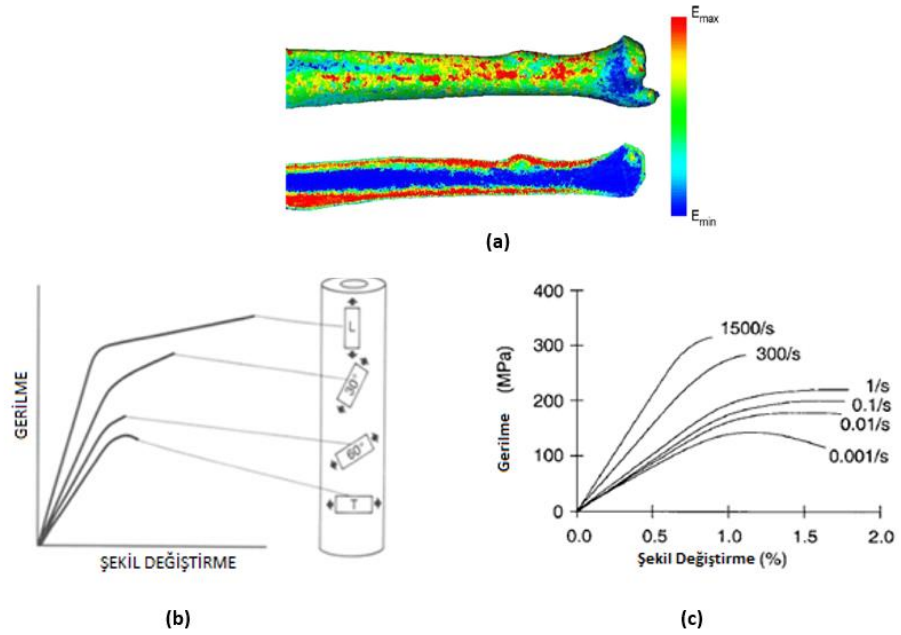
2.1. Kemik özellikleri

Kemik makro boyutta anatomik olarak incelendiğinde dıştan içe doğru üç yapıdan oluşur. En dışta periost yapı, ortada kompakt yapı (kortikal kemik), en içte ise spongioz yapı (trabeküler kemik) bulunmaktadır. Periost, kemiğin yüzeyini saran bağ dokusudur. Kompakt kemik, sert kemik dokusudur ve periost dokunun altında yer alır. Spongioz ise en içte gözenekli yapıya sahip olan kemik yapısıdır. Kortikal kemik çok yoğun yapıya sahiptir ve boşluk oranı (porosity) %5-%10 civarındadır. Trabeküler kemikte ise boşluk oranı %75-%95 aralığındadır (Martin *et al.* 1998).

Şekil 2.1’de gösterildiği gibi kompozit bir yapıya sahip olan kemik, içerisindeki düzensiz dağılım sebebiyle heterojen (Şekil 2.2.a); malzeme özelliklerinin yükleme yönüne göre değişiklik göstermesi itibariyle anizotropik (Şekil 2.2.b); elastisite modülünün yükleme hızına bağlı olarak değişmesi ile de viskoelastik (Şekil 2.2.c) bir malzemedir. Mekanik özelliklerin, çeki ve basıda değişmesi kemiğin heterojen ve anizotropik yapısı ile, akma gerilmesi değerlerindeki farklılık ise değişik yükleme koşulları ile ilişkilidir (Fung 1993).



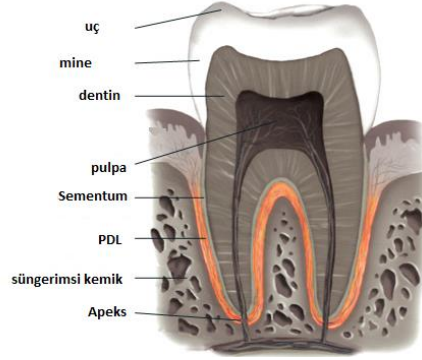
Şekil 2.1. Mandibular kemik dokusu (Kober *et al.*2005)



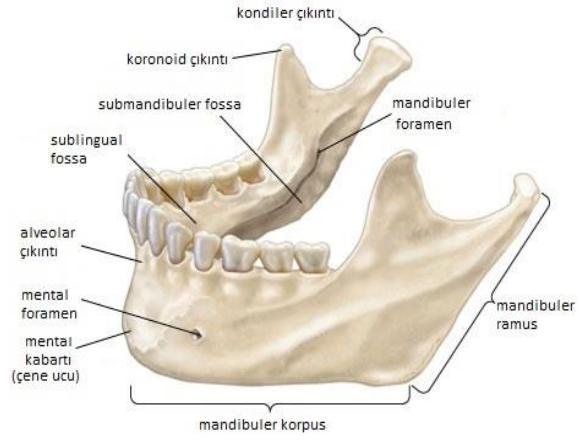
Şekil 2.2. (a) Kemiğin heterojen yapısı (Austman *et al.* 2008), (b) kemiğin anizotropik yapısı (Frankel *et al.* 1971), (c) kemiğin viskoelastik yapısı (McElhaney *et al.* 1964)

2.2. Çene Kemiğinin Yapısı

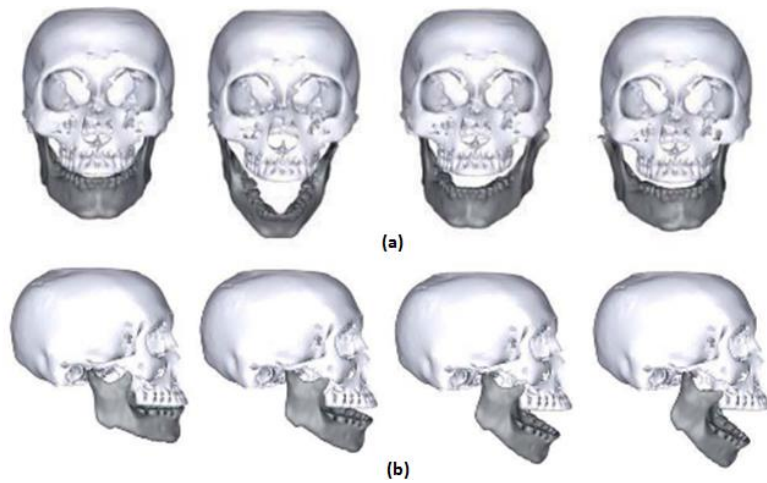
Mandibula (alt çene kemiği); insanların konuşma, ısırma, çiğneme gibi fonksiyonları gerçekleştirmesini sağlayan kemiktir. Mandibular kemik yapısal olarak, dişin kökünü saran çiğneme sırasındaki şoku absorbe eden ve dişin yerinde durmasını sağlayan PDL (Şekil 2.3), trabeküler ve kortikal kemikleri içerir (Anonymous-3.). Şekil 2.4’de gösterildiği gibi kondil ve kafatası ile kondiler çukurluğu birbirine bağlayan diskin alt yüzü, arasında menteşe tipi bir hareketi (ginglymus) meydana gelir. Diskin üst yüzü aşağıya, eklem tepesine doğru kaydığında oluşan hareket ise kayma (translatuar) hareketidir. Yani alt çene-disk hareketi dönme, disk-temporal kemik hareketi ise kayma hareketidir. Bu hareketler sonucunda oluşan çene hareketleri ise açma, kapama, protrüzyon (öne çıkma), retrüzyon (geri çekme) ve dış yan rotasyonudur ve Şekil 2.5’de gösterilmiştir.



Şekil 2.3. Mandibulada dişe ait kesit görüntüsü (Anonymous-1.)



Şekil 2.4. Mandibula kemiğinin bölümleri (Anonymous-2.)



Şekil 2.5. (a) Alt çenenin sağ sol hareketleri, (b) alt çenenin açma ve kapama hareketleri (Yalçın 2006)

2.3. Ortodontik Amaçlı Mini Vida Kullanımı

Mini vidalar son zamanlarda ortodontik tedavilerde ankraj olarak kullanılır (Lin *et al.* 2010). Ankraj, ortodontik terminolojide diş hareketlerine karşı oluşan direnç olarak tanımlanmaktadır (Cope 2005). Mini implantların geniş ölçekli uygulama alanının olmasından ötürü diğer iskeletsel ankrajlara kıyasla daha geniş spektruma sahiptir. Düşük maliyetleri, ölçülerinin küçük olması, kolay yerleştirilmesi ve çıkarılması, diğer ortodontik uygulamalara kıyasla iyileşmenin daha çabuk olması mini vidaların avantajlarından birkaç tanesidir (Lin *et al.* 2010). Mini vidalar;

- Diş ya da diş gruplarının ark üzerinde gömülmesinde,
- Açık kapanış vakalarında posterior segmentin gömülmesi ya da kesici dişlerin uzatılmasında,
- Sınıf II maloklüzyonların tedavisinde molar distalizasyonu ya da tüm arkın retraksiyonunda,
- Çekimli maksimum ankraj vakalarında posterior segmentin ankrajının artırılması ve anterior segmentin retraksiyonunda,
- Mutlak ankraj kaynağı olarak gömülü dişlerin sürdürülmesinde,
- Devrilmiş dişlerin eksen eğimlerinin düzeltilmesinde,
- Protez öncesi olarak dişlerin sıralanması, daha sonra gerekiyorsa eksik diş veya dişlerin daimi restorasyonunda,
- Büyüme ve gelişim çalışmalarında sabit değişmez referans olarak,
- Ortopedik kuvvet veya cerrahi uygulamalarda ankraj olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (Önçağ 2010).

2.3. Hastaya Özel İmplant Seçimi

Hastaya özel modelleme çalışmalarında hedeflenen amaç; implant kullanılacak organın teşhis ve tedavisinde ilgili doktora yardımcı bilgiler üretmenin yanı sıra, hastanın kemik geometrisine ve kemiğin malzeme özelliğine göre optimum implant seçimini/tasarımını gerçekleştirmektir (Neal and Kerckhoffs 2010).

Günümüzde implant seçimi uygulamalarının çoğunda, tecrübeler ve bu tecrübelerden elde edilen bilgiler ile tahmin yapılarak teşhis ve seçim yapılmaktadır. Son yıllarda bu durumun doğurduğu sakıncaları gidermek ve tedavi sonrası başarıyı artırmak için “hastaya özel teşhis (patient specific diagnostics)”terimi geliştirilmiştir (Ricotta *et al.* 2008). Hastaya özel implant yaklaşımı ile klasik yaklaşım Şekil 2.6’da karşılaştırılmalı olarak verilmiştir. Bütün bu ilgiye/çabalara ve gereksinime rağmen, hastaya özel modelleme, gelişmiş ülkelerde dahi henüz klinik uygulamalarda istenilen seviyede kullanılamamaktadır. Bunun en önemli nedenlerinden birisi hastaya özel veri elde etmekten bilgisayar modelinden sonuç almaya kadar olan süreçte pek çok manüel müdahaleye ve başka uzmanların bilgisine ihtiyaç duyulmasıdır (Antiga *et al.* 2008). Ayrıca farklı disiplinlerden araştırmacıların ortak çalışmalarını gerektirmesi de bu uygulamanın yaygınlaşmasını engelleyen önemli faktörlerden birisidir.



Şekil 2.6. (a) Klasik yaklaşım, (b) hastaya-özel yaklaşım işlem basamakları (Jun and Choi 2010)

Hastaya özel implant çalışmaları genelde iki kısımda toplanabilir (Yosibash and Trabelsi 2009):

- Hastaya ait Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinden implant uygulanacak kemik/bölgeye ait üç boyutlu modellerin elde edilmesi,
- İmplant yerleştirilecek kemiğin yoğunluk, elastisite modülü gibi malzeme özelliklerinin hastaya ait olarak elde edilmesi.

Görüntüleme sistemlerindeki hızlı gelişme sayesinde, kemik vb. organların üç boyutlu hastaya özel modellerinin elde edilmesi nispeten kolaylaşmış olmasına rağmen, malzeme modelinin oluşturulmasında kimi teknik/etik problemler hala devam etmektedir.

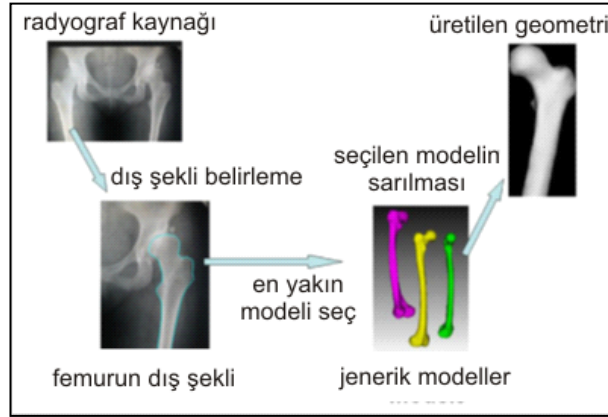
2.4. Hastaya Ait Görüntünün Elde Edilmesi

Hastaya ait radyolojik görüntüler (Röntgen, Tomografi, MR vb.) yardımıyla, tedavi edilecek/implant uygulanacak organa ait BD modeller; artan bir şekilde üç boyutlu modeller olarak elde edilmektedir. Ancak üç boyutlu modelin elde edilmesinde kullanılan BT görüntüleme tekniğinde, hastanın X-ışını görüntüleme tekniğine nazaran oldukça fazla radyasyon yüklenmesi gerekmektedir. Amerika Birleşik Devletleri Sağlık bakanlığının yayınladığı (FDA 2011) ve Çizelge 2.1’de verilen karşılaştırmaya dikkat edildiğinde, örneğin kafa bölgesinde çekilecek bir BT ile hasta, röntgen çekimine göre 20 kat daha fazla radyasyona maruz kalmaktadır. Bu ise BT tekniğinin en önemli dezavantajını oluşturmaktadır. Bu gibi nedenlerden dolayı az da olsa iki boyutlu (2B) görüntülerinden 3B model elde edilmesine yönelik çalışmalar da yapılmaktadır (Galibarov *et al.* 2010). Galibarov *et al.* 2010, Şekil 2.7’de gösterildiği gibi 2B röntgen görüntülerinden kemiğin izdüşümünü (contour) elde ederek, mevcut daha önce üretilmiş 3B modele en yakın model seçilir. Daha sonra bu model wrap (sarma) seçeneği ile örülerek hastaya özel model elde edilmektedir. Her ne kadar bu yöntemde basit görüntüden 3B model elde edilmesi başarılı olmuş olsa da çok fazla kullanıcı müdahale gerektirmesi ve daha önce üretilmiş ve doğrulanmış modellerle karşılaştırma yapma

işlemi nedeniyle pratik kullanımı oldukça zordur. Bu nedenlerden dolayı son yıllarda BT görüntülerden 3B katı model elde etmeye yönelik çalışmalar artmıştır. Bu çalışma kapsamında BT cihazından alınan görüntülerden 3B modeller elde edileceğinden, takip eden bölümde BT cihazının tanıtımı ve görüntü elde etme prensibi verilmiştir.

Çizelge 2.1. BT ve X-ışını radyasyon seviyesinin karşılaştırılması

Teşhis prosedürü	Etkin doz (mSv)	Göğüs X-ışınına göre eşdeğer etkin doz
X-ışını (Göğüs)	0,02	1
X-ışını (Kafatası)	0,1	5
BT (Karın bölgesi)	8	400
BT (Kafa)	2	100



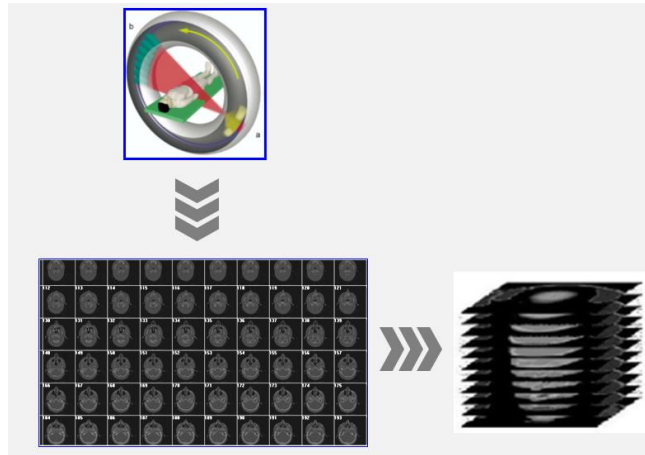
Şekil 2.7. Röntgen görüntüsünden 3B modelin elde edilmesi (Galibarov *et al.* 2010)

2.5. Bilgisayarlı Tomografi Cihazının Çalışma Prensibi

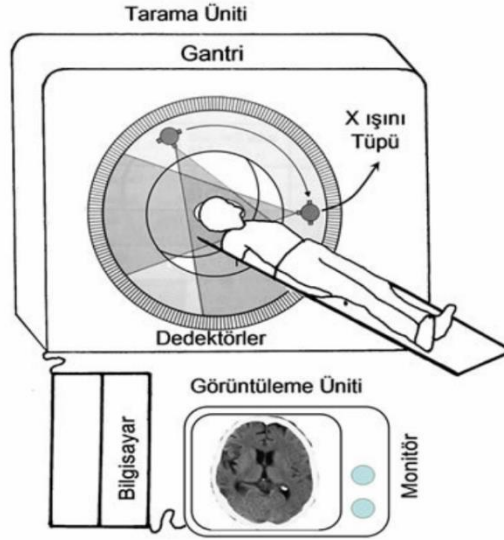
Bilgisayarlı Tomografi (Computerized Tomography) kelime anlamıyla eski yunanca kelimeler olan TOMO (kesit-slice) ve GRAPHY (görüntü)'den oluşmuştur. Anlamı bilgisayarlı kesit görüntüsü oluşturmaktır. BT'nin temeli Röntgen cihazlarında kullanılan X-Ray TUBE (X-ışını Tüpü) teknolojisine benzer bir yapıya dayanır. Şekil 2.8'de gösterildiği gibi X-ışını kullanarak vücudun kesit şeklinde görüntülerini elde etmeyi sağlayan radyolojik teşhis yöntem biçimidir. Bu yöntem, vücudun ince bir kesitinden yayıflamaların detektörlerle ölçülerek bilgisayar yardımıyla görüntü oluşturma temeline

dayanır. BT'nin teorisi Amerikalı fizik profesörü A. Cormak tarafından geliştirilmiş, BT cihazı İngiliz fizikçi Dr. G. Hounsfield 1972 yılında icat edilmiştir.

Bilgisayarlı Tomografi cihazı, Şekil 2.9'da gösterildiği gibi gantry, kabinetler ve görüntü işleme birimi olmak üç ana kısımdan oluşmaktadır. Gantry halka şeklinde bir geometriye sahiptir. Bu halkanın bir ucunda gelişmiş ve yüksek kapasiteli bir X-ışını tüpü, tam zıt ucunda da bu X-ışın tüpünden gelen ışınları algılayabilecek bir detektör bulunur. Gantry belirli bir hızla dönerek ve belirli periyotlarla ışın göndererek detektörden sinyalleri alır ve görüntülerini oluşturmak üzere kabinetlere gönderir. Kabinetler, gantrynin devridaim sürekliliğini sağlayan bileşenleri bulundurur. Bunun yanında görüntü bilgisayarı ile gantrynin veri akışı için arayüzü oluşturur. Kabinetlerde gantrynin hareketi ve çalışma periyodu için kontrol kartları, BT cihazına güç sağlayan kaynakların kontrol kartları bulunur. Cihazın detektörlerinden alınan veriler iletim hatları aracılığıyla "görüntü işlem bilgisayarına" gelir. Bu bilgisayar bir tür sinyal işleyicisi olarak çalışır ve gelen bu sinyalleri yorumlar. Yorumlanan bu sinyallerden görüntüleri oluşturarak çıkışında bağlı olan "operatör bilgisayarına" iletir. Bu bilgisayardan görüntüler üzerinde ayarlamalar yapılabilir, bu görüntülerin çıktıları değişik formlarda alınabilir ya da sekanslar tekrarlanabilir. En yaygın kullanılan görüntü çıktı formatı ile ilgili bilgiler takip eden bölümde verilmiştir.



Şekil 2.8. BT'den kesit şeklinde görüntülerin alınması



Şekil 2.9. BT'nin temel elemanları (Ceydeli 2000)

2.6. DICOM Formatında Görüntü Alımı

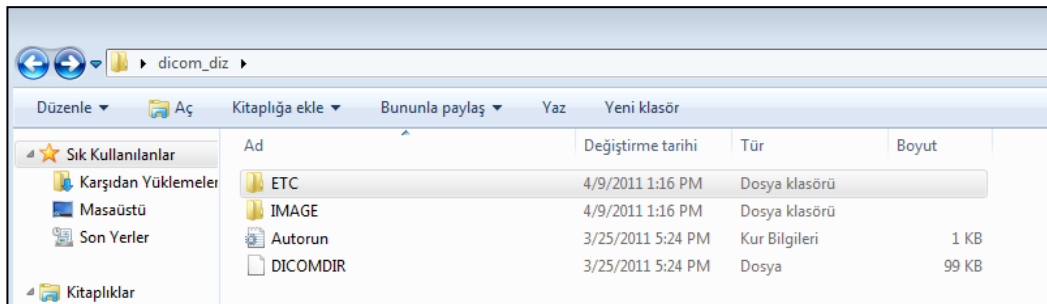
Dijital görüntüleme kullanılan yöntemlerin ve bilgisayar uygulamalarının artmasıyla klinik alanda oluşan farklılık karmaşasını giderecek, değişik yöntem ve uygulamalarla elde edilen verilerin başka platformlarda da kolayca kullanılmasına imkân sağlayacak, süreçleri pratik hale getirecek bir standardın belirlenmesi gerekiyordu. Bu amaçla Amerika Birleşik Devletleri'nde Radyoloji Bölümü (American College of Radiology-ACR) ve bir ulusal dernek (National Electrical and Manufacturers Association-NEMA) tarafından 1983 yılında bir karma komisyon kuruldu ve 1985 yılında medikal resimlerin iletimi ve depolanması için standart bir format oluşturdu ve ACR-NEMA adıyla bu standardı yayınladı (ACR-NEMA 1993). Sonradan bu standart tekrar gözden geçirildi ve 1993 yılında DICOM (Digital Imaging And Cominication in Medicine) adını aldı. DICOM formatı görüntüleme cihazları arasında mesajların nasıl derlenip gönderileceğini ve ağlar arasında gönderilebilmesi için yapılması gereken işlemleri belirler. DICOM formatlı mesajlar medikal resim ve bilgiyi birleştirerek zengin bir medikal görüntüleme sistemi ortaya koymaktadır. DICOM formatı oluşturulmadan önce her bir üretici firmanın kendi donanım çözümlerini bağlamak için kendi resim formatını ve haberleşme protokolünü belirlemesi gibi düzensiz ve çok zahmetli bir dizi işlemler vardı. DICOM formatı ile bu olumsuzluk ortadan kalkmıştır (Graham *et al.* 2005).

2.7. DICOM'un İçeriği

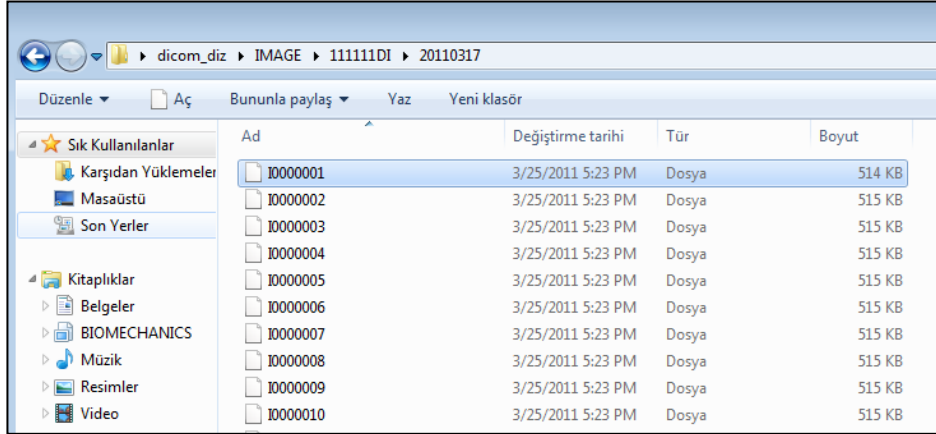
DICOM sadece bir görüntü veya dosya formatından ibaret değildir. Hastalar, hasta üzerindeki çalışmalar, medikal yöntem ve araçlar gibi özellikler ve bu nitelikteki bütün bilgiler DICOM dosyası içeriğinde mevcuttur. Yani çeşitli bilgileri içeren başlık kısmı ve sıkıştırılmış görüntü olmak üzere iki bölümden oluşur. Bütün bu niteliklerin tanımı DICOM IODs'a (DICOM Information Object Definitions-obje bilgisi tanımı) göre standardize edilmiştir. Hasta ile ilgili ihtiyaç duyulan bütün klinik bilgiler, bir isim, medikal kayıt numarası (ID), cinsiyeti ve yaşı, kilosu, sigara içip içmediği ve benzeri detaylardan oluşur (Pianykh 2008).

2.8. DICOM Verisi

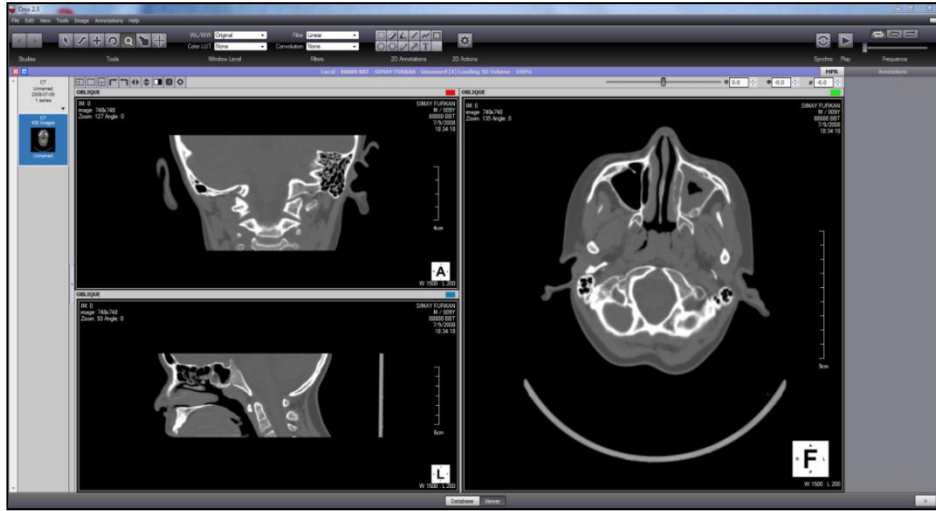
BT cihazından elde edilen görüntü genelde bir CD'ye kopyalanmaktadır. Şekil 2.10'da verildiği gibi içeriğinde sıkıştırılmış imaj verisi (IMAGES) ve BT cihazına bağlı olarak BT görüntüsünü gösterecek bir program (ETC\RapidView) bulunmaktadır. Bu klasörde buluna DICOMDIR, IMAGE klasöründe bulunan DICOM dosyaları hakkında bilgiler içeren bir dosyadır. Bir anlamda indeks dosyasıdır. DICOM formatında kaydedilmiş görüntülere ait örnek Şekil 2.11'de gösterilmiştir. Bu görüntüleri açmak için özel DICOM-gösteren (DICOM-viewing) bir programın kullanılması gerekir. Bu tür programlar bedava olabildiği gibi fonksiyonellikleri artırılarak ticarileştirilmiş sürümleri de bulunmaktadır. Şekil 2.12'de örnek bir BT görüntüsü DICOM dosyaları bir program vasıtasıyla işlenerek gösterilmiştir.



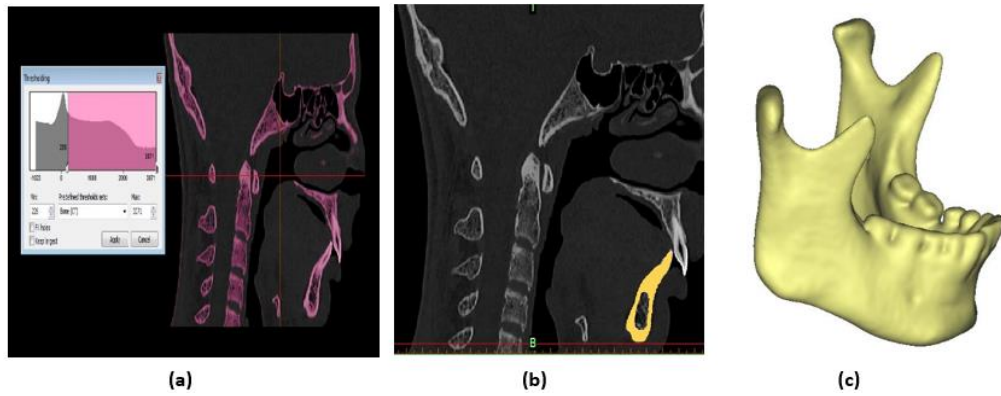
Şekil 2.10. DICOM kayıtlarının bulunduğu dizin



Şekil 2.11. DICOM formatında kaydedilmiş görüntüler



Şekil 2.12. Kafatasına ait örnek BT görüntüleri



Şekil 2.13. (a) Hastaya ait BT görüntüsü, (b) tüm görüntüden sadece mandibula kemiğin seçilmesi (sarı renk ile işaretlenmiş), (c) üç boyutlu katı model

Hastaya ait BT görüntüsü, Şekil 2.13.a'da gösterildiği gibi hem kemik hem de yumuşak dokuyu içeren iki boyutlu bir görüntüdür. Bu görüntüde, modellenmesi istenen kemik Şekil 2.13.b'de gösterildiği gibi vücudun diğer elemanlarından ayrıştırılması (segmente) gerekmektedir. Bu işlem ilgili hekim/uzman tarafından gerçekleştirilmesi, kemiğe ait 3B modelin doğru bir şekilde elde edilmesi için oldukça önemlidir. Bu segmentasyon işleminden sonra Şekil 2.13.c'de gösterildiği gibi 3B katı model elde edilir.

Özellikle kemiğin dış kısmı (kortikal) ile süngerimsi (trabeküler) kısmını ayrı ayrı modellenmesi durumunda, kortikal kısmın kalınlığının 2 mm daha az olduğu durumlarda kemik yapısı BT görüntülerinden elde etmede ciddi problemler yaşanmaktadır (Hangartner and Gilsanz 1996). İnce kemik yapılarını BT yardımıyla görüntülerinin alınabilmesi için radyasyon miktarının veya tarama zamanının artırılması gerekmektedir ki her iki durumda hastanın maruz kalacağı radyasyon dozajının artması gerekmektedir. Bu ise klinik uygulamalarda kabul edilebilir bir durum değildir (Maloul *et al.* 2011). Ancak son yıllarda bu eksiklikleri gidermek için pek çok çalışma yapılmaktadır. Örneğin, konvansiyonel BT'de maruz kalınan radyasyon miktarının çok altında bir dozda aynı kalitede görüntü alınmasına imkân veren yeni nesil BT cihazları geliştirilmiştir (GE-Health-Care 2009). Bu gelişmeler ilerleyen yıllarda BT teknoloji ile daha hassas ve çözünürlüğü yüksek dolayısıyla daha kaliteli 3B görüntü elde edilmesine imkân sağlayacaktır.

2.9. Kemik Malzeme Özelliklerinin Hastaya Özel Elde Edilmesi

Malzeme modelin belirlenmesi, hastaya özel sonlu elemanlar modelinin elde edilmesinde oldukça önemli bir adımdır. Bu amaçla görüntüleme teknolojisinde yoğunluk ile elastisite modülü arasında ampirik ifadeler kullanılmaktadır. Yapılan birçok çalışmada matematiksel ifadeler ($\rho - E$, $\rho - HU$) farklı yoğunluk çeşitlerine bağlı olarak bulunmuştur.

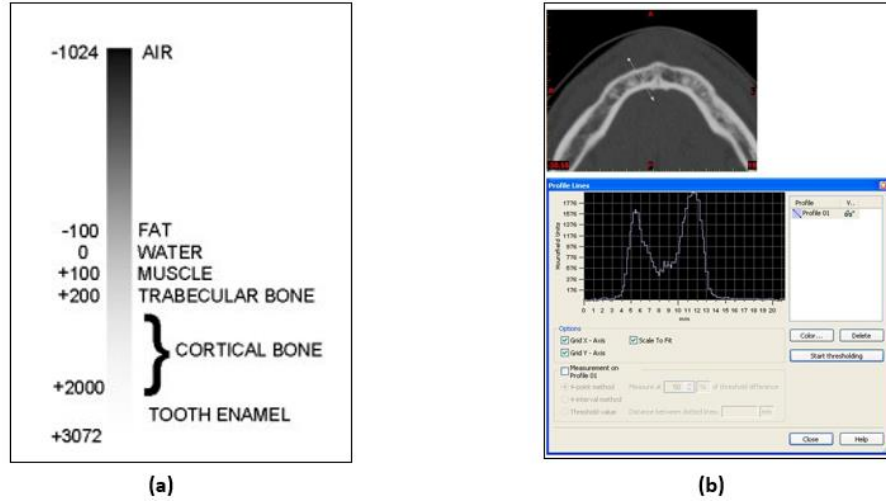
Çalışmalarda en sık rastlanılan yoğunluk çeşitleri $\rho_{\text{görünen}}$ ve $\rho_{\text{kül}}$ 'dür. Islak numune ağırlığının, toplam numune hacmine oranı görünen yoğunluğu; kül numune ağırlığının

(deney numuneleri 650°C de 24 saat yakılmasıyla oluşan kemik doku) toplam numune hacmine oranı ise kül yoğunluğunu vermektedir (Galante *et al.* 1970).

$$\rho_{app}\left(\frac{g}{cm^3}\right) = \rho_{görünen} = \frac{\text{Islak Doku ağırlığı}}{\text{Toplam Numune Hacmi}} \quad (1)$$

$$\rho_{ash}\left(\frac{g}{cm^3}\right) = \rho_{kül} = \frac{\text{Kül Ağırlığı}}{\text{Toplam Numune Hacmi}} \quad (2)$$

BT'den elde edilen görüntüleri standart bir değer ile belirtmek için, X-ışının zayıflatma değerine bağlı olan Hounsfield Skalası (Hounsfield Units) kullanılır (Hounsfield 1979). Bu skala 2.14.a'da gösterildiği gibi farklı dokular/organlar farklı değerler almaktadır. Şekil 2.14.b'de çene kemiğinde de gösterildiği gibi tek bir kemik içinin farklı Hounsfield değerlerin dağılımı vardır. Kemiğin geometrisini ve 3B modelinin BT görüntülerinden elde edilmesinin yanı sıra, aynı görüntüler kullanılarak kemiğe ait malzeme özelliği de belirlenebilmektedir.

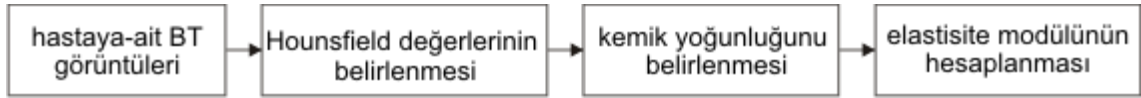


Şekil 2.14. (a) Hounsfield değerlerinin farklı doku/organlara göre dağılımını veren skala (b) tek bir kemik içinde Hounsfield değerinin dağılımı (MIMICS 2012)

Kemiğe ait elastisite modülünün belirlenmesi için gerekli işlem akışı Şekil 2.15'de verilmiştir. Hounsfield skalası (HU) ile yoğunluk (ρ) arasında, aşağıda tanımlanan doğrusal bir ilişki vardır (McBroom *et al.* 1985; Ciarelli *et al.* 1991; Rho *et al.* 1995):

$$\rho = a \times HU - b \quad (3)$$

Buradaki a ve b katsayıları deneysel çalışmalarla, farklı kemik yapıları için hesaplanmış ampirik değerler olup (Keyak *et al.* 1994) incelenen kemiğe göre hemen hemen standart hale gelmiştir (Helgason *et al.* 2008).



Şekil 2.15. BT görüntüsünden elastisite modülünün elde edilme aşamaları

Elastisite modülü ile kemik yoğunluğu arasındaki korelasyon, deneysel sonuçlardan elde edilen ampirik bir ilişki olarak verilmektedir (Peng *et al.* 2006). Helgason *et al.* 2008 yaptıkları literatür araştırmasında bu deneysel yaklaşımları ve elastisite modülü ile yoğunluk arasında kurulan ilişkiyi detaylı bir şekilde incelemişlerdir. Çizelge 2.2’de gösterildiği gibi elde edilen ilişkilerde ise oldukça farklılıklar bulunmaktadır. Bu farklılığın nedenlerinden en önemlisi, oldukça gözenekli ve anizotropik yapıya sahip kemiğin malzeme özelliğini belirlemede kullanılan deneysel tekniklerden kaynaklanmaktadır (Helgason *et al.* 2008).

Pérez *et al.* 2010 ise BT görüntüsünden elde edilen HU ve deneysel çalışmalardan elde edilen sonuçlarla kurulan bu ampirik ilişkiden elde edilen yoğunluk ve elastisite modülü değeri ile kemiğin yeniden modellenmesi yaklaşımından elde edilen değeri, tibia, mandibla ve femur kemiğinde karşılaştırmıştır. Yapılan bu karşılaştırmada femur kemiğine ait elastisite modülü, her iki yaklaşımdan çok yakın değerler olarak hesaplanmasına rağmen mandibula ve tibia için aradaki fark daha fazladır. Bu ise femur kemiği için kurulmuş bulunan yoğunluk elastisite modülü ilişkisinin mandibla ve tibia için kullanılanlardan çok daha iyi olduğuna işaret eder.

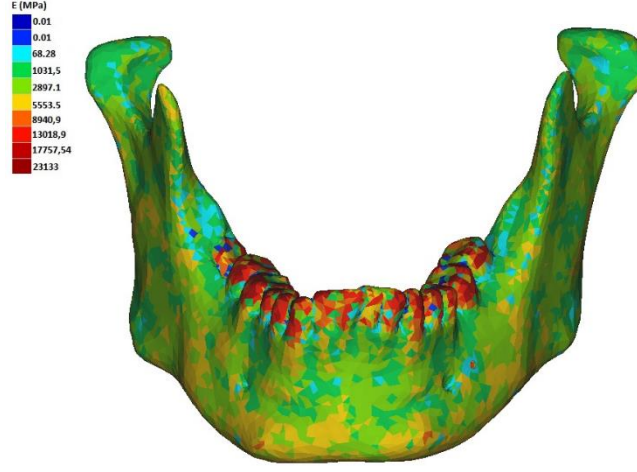
Reggiani *et al.* 2007, çimentosuz implant uygulamalarının stabilitesini sonlu elemanlar esaslı bir çalışma ile değerlendirirken, femur kemiğinin kortikal ve trabeküler kısmı için lineer izotropik malzeme modeli seçmiştir. Ancak kortikal kemiği kabuk şeklinde

modellemekten ziyade HU değerlerine bağlı olarak tanımlanan yoğunluk ifadesi yardımıyla, Şekil 2.16'da gösterildiği gibi her bir eleman için elastisite modülü tanımlamıştır.

Çizelge 2.2. ρ ile E arasındaki ampirik ilişkiler (Austman *et al.* 2008)

Çalışma	Kemik	Elastisite Modülü (MPa)
(Lotz <i>et al.</i> 1990)	Femur boynu	$E = 1.310\rho_{app}^{1.40}$
(Keller 1994)	Femur	$E = 10.5\rho_{ash}^{2.29}$
(Morgan <i>et al.</i> 2003)	Femur boynu	$E = 6.850\rho_{app}^{1.49}$
(Kaneko <i>et al.</i> 2004)	Distal Femur	$E = 10.88\rho_{ash}^{1.61}$
(Keyak <i>et al.</i> 1994)	Proksimal Tibia	$E = 33.9\rho_{ash}^{2.20}$

Bu yaklaşım, kemiğin yapısı dikkate alındığında daha gerçekçi bir modelledir. Ancak böyle bir modeli elde etmede zorluk, elastisite modülü-yoğunluk arasındaki ilişkinin belirlenmesidir. Bu nedenle, elastisite modülü-yoğunluk arasındaki matematiksel modelde literatürdeki farklı ilişkiler dikkate alındığında en uygun modeli elde etme üzerine çalışmalar hala devam etmektedir (Yosibash and Trabelsi 2009; Cong *et al.* 2011). Bu çalışma kapsamında yapılan analizlerde, kurulan modelin deneysel sonuçları ne kadar temsil ettiğini gösteren en uygun korelasyon katsayısı (R^2) dikkate alınmıştır. İmplant uygulanacak kemiğe ait gerilme analizlerinde, kemiğin özelliklerini belirlemek için yapılan çalışmalar neticesinde elde edilen ortalama değerler kullanılmaktadır. Ancak, kemiğin özelliği, hastaya, kemiğin anatomik yerine, yönelmesine, biyolojik proseslere ve zamana bağlı olarak değişir (Helgason *et al.* 2008). Dolayısıyla her hastanın HU değerleri farklı olduğundan yoğunluğu ve dolayısıyla kemiğin özelliği de farklı olacaktır. Sonlu elemanlar yöntemi kullanarak, maruz kaldığı kuvvetler altında kemiğin gerilme ve şekil değiştirme gibi değerlerini doğru bir şekilde elde etmek için kemiğin özelliğinin ilgili hastaya göre belirlenmesi oldukça önemlidir.



Şekil 2.16. Mandibula kemiğinde elastisite modülünün dağılımı

Son yıllarda yapılan çalışmalarda kemik malzeme modeli olarak heterojen ve anizotropik malzeme tanımlamaları sıklıkla kullanılmaktadır ve bu kapsamda Au *et al.* 2010 en kapsamlı çalışmalardan birini gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada öncelikle kortikal ve trabeküler kısım, kenar ayırma tekniği ile birbirinden ayrılmış ve her bir mesh elemanı HU değerine bağlı olarak ayrı malzeme özelliği belirtilen ampirik ifadeler kullanarak izotropik olarak belirlenmiştir. Bu ve benzeri çalışmalardan (Krone and Schuster 2006; Peng *et al.* 2006); malzeme modeli tayin ederken yapılan homojen ve izotropik özelliklerin kullanılmasının doğru olmadığını zira gerilme dağılımların çok farklı olduğu belirtilmiştir. Dolayısıyla, kemik gerilme analizlerinde mutlaka anizotrop malzeme modelinin kullanılması gerekli olduğu ortaya çıkmıştır. Bu amaçla, bu çalışma kapsamında hastaya özel izotropik malzeme modeli, sabit ortotropik malzeme modeli ve hastaya-özel BT verilere kullanılarak elde edilmiş malzeme modeli kullanılarak kemik implant etkileşimi değerlendirilmesi gerilme analizleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışma kapsamında BT'den model elde etmek için MIMICS'in malzeme özelliği atama penceresi kullanılarak, seçilen matematiksel bağıntı ile HU değerine bağlı olarak yoğunluk, yoğunluğa bağlı olarak ise elastisite modülü veya poisson oranı değerleri atanabilir. Bu matematiksel bağıntılar yapılan literatür taraması sonucu bölgeye özel ve en doğru bağıntıların derlendiği Çizelge 2.3'den seçilmiştir. Matematiksel bağıntıları girdikten sonra kaç çeşit malzeme atanacağına karar verilir. Malzeme ataması yapılırken Hounsfield Skalası eş parçalara bölünür ve her bir eş bölgeye ortalama HU değeri ve

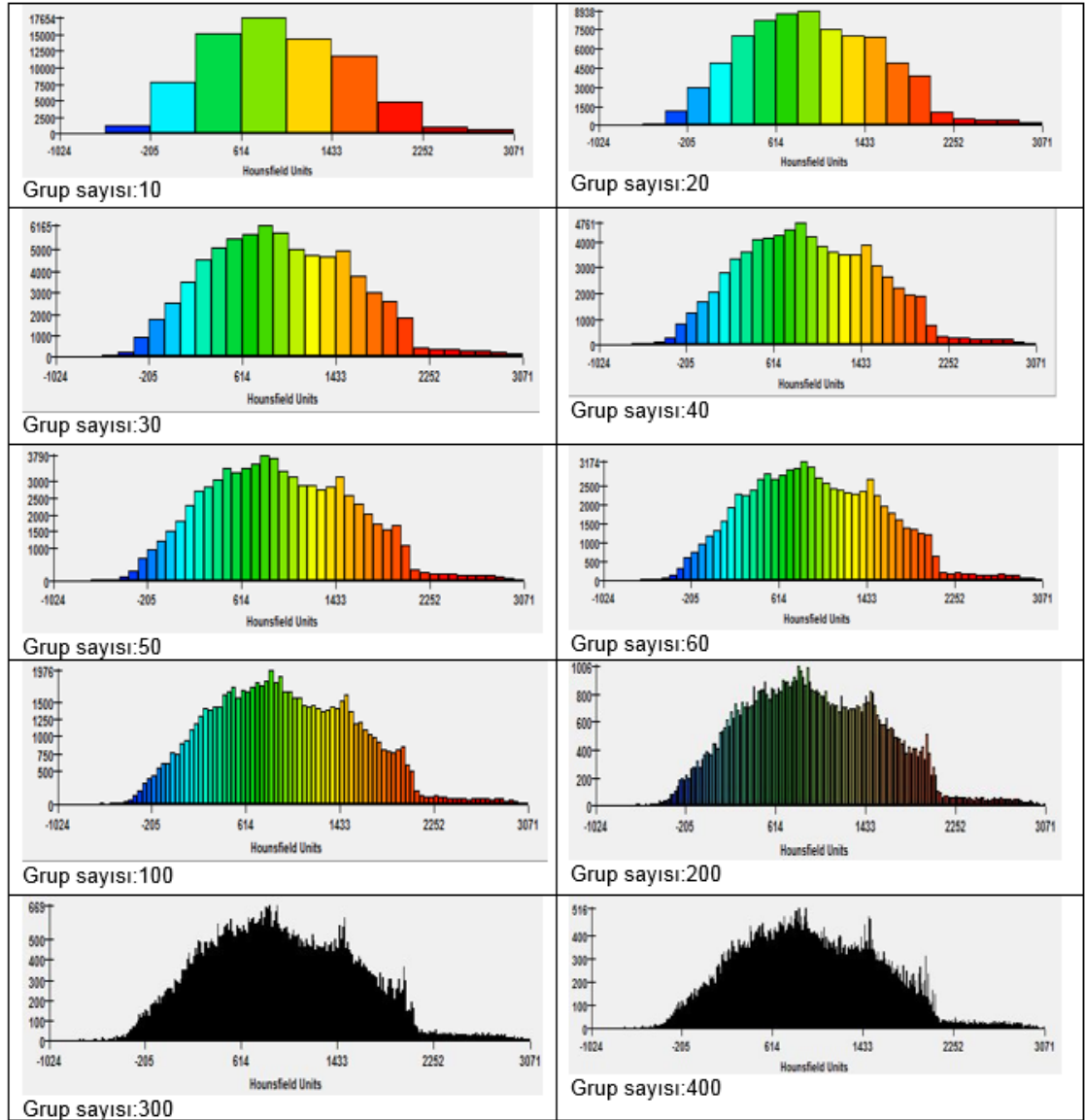
girilen matematiksel ifadeler aracılığı ile de o bölgenin mekanik özellikleri atanır. Çizelge 2.3’de belirtilen denklem MIMICS malzeme atama penceresine girilerek Şekil 2.16’deki heterojen 3B kemik modeli elde edildi ve bu çalışma çalışmasındaki izotropik model için poisson oranı 0,3 (Wirtz *et al.* 2000) olarak seçildi.

Çizelge 2.3. Trabeküler kemik için literatürde belirlenmiş olan yoğunluk-elastisite modülü bağıntıları

Bölge	Kemik Tipi	Çalışma	Kullanılacak Bağıntılar	R^2
Mandibula	Trabeküler	(Rho <i>et al.</i> 1995)	$\rho_{gör} = 131 + 1,067 * HU$	0,84
			$E = 0,004\rho_{gör}^{2.01}$	0,89

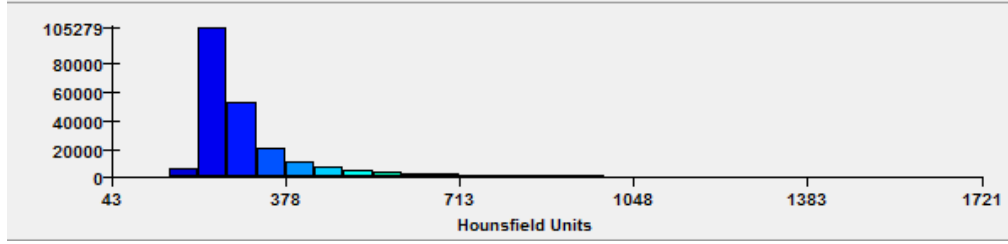
MIMICS programında, HU değerlerine bağlı olarak 400’e kadar farklı malzeme grubu oluşturulup modele aktarılabilir. Mandibulaya farklı sayıda malzeme grubu ataması yapılarak HU histogramları elde edilmiş ve Şekil 2.17’de gösterilmiştir. Böylelikle malzeme grubu şeklinde atama yöntemi ile heterojen malzeme özelliği tanımlanmış olur. Modele ait çok fazla sayıda malzeme gruplandırılması yapıldığında sonlu elemanlar analizinde şekil değiştirme sonuçları dolayısıyla da gerilme değerleri o kadar gerçeğe yakın olarak elde edilebilir. Ancak 3B modellerin sonlu elemanlar ile analizini yaparken hesaplama zamanları da o kadar artar. Bu nedenle zaman ve doğruluk açısından optimum malzeme grubu belirlenmelidir. Bunu belirlemek için Austman *et al.* 2008 pilot çalışma yaparak şekil değiştirme değerinde farklılığın azaldığı değeri optimum malzeme grubu olarak tayin etmişlerdir.

Böylece bu çalışma kapsamında, MIMICS ortamında ilgilenen kemiğe 30 farklı malzeme modeli ataması gerçekleştirilmiş, buradan bir ortalama hastaya-özel Elastisite modülü değeri hesaplatılmıştır ve analizlerde bu değer kullanılmıştır.



Şekil 2.17. Mandibula için farklı malzeme grubu-HU değeri histogramları

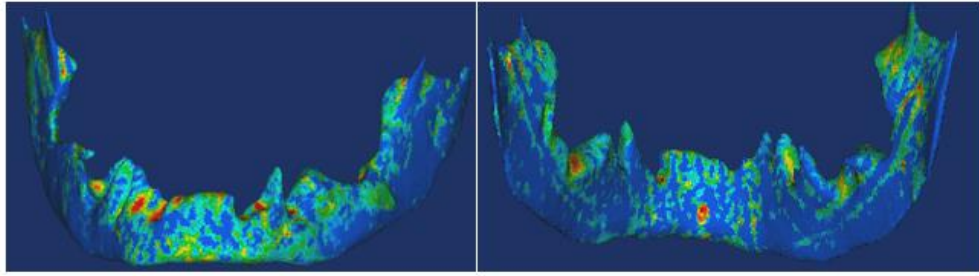
Kortikal kemikte Hounsfield değerine göre hacimsel eleman sayısını gösteren ve Şekil 2.18’de verilen histogramda, değişkenliğin fazla olmadığı ve dağılımın belli bir aralık civarında toplandığı görülmüştür. Kortikal kemik için literatürde elde edilen ve Çizelge 2.4’de verilen ρ -HU ve ρ -E bağıntılarının, model doğruluk oranının (R^2) düşük olması ve HU değerlerindeki değişkenliğin az olması nedeniyle bu çalışma kapsamında kortikal kemik homojen olarak kabul edilmiş ve malzeme özellikleri literatürden elde edilen veriler dikkate alınmıştır. Bu çalışma kapsamında, mandibula kortikal kemiği için elastisite modülü 14,8 GPa seçilmiştir (Motoyoshi *et al.* 2009b).



Şekil 2.18. Kortikal kemikte hacimsel eleman sayısının Hounsfield değerlerine göre değişimi

Çizelge 2.4. Kortikal kemik için $\rho - E$ ilişkisi

Çalışma	Bölge	Kemik Tipi	Young modülü E (MPa)	R^2
(Rho <i>et al.</i> 1995)	Mandibula	Kortikal	$E = 0,024\rho_{gör} - 23,93$	0,37



Şekil 2.19. Heterojen malzeme tanımlaması yapılmış mandibula trabeküler

Mandibula için ρ -HU ve ρ -E arasındaki matematiksel ifadeyi bulmak için yapılan deneysel çalışmalardan elde edilen denklemlerin doğruluk katsayısının düşük olması nedeniyle, bu bağıntılar femur için yapılmış olan çalışmalardan seçilmiştir. Seçilen bu malzeme modelleri için ön çalışma kapsamında 30 farklı gruba ayrılmış ve bu çalışma çalışmada dikkate alınan ortalama değer mandibula kemiği için tanımlanmıştır. Elde edilen malzeme dağılımı mandibula için Şekil 2.19'da gösterilmiştir.

2.10. Mandibula İçin Ortotropik Malzeme Özelliklerinin Tayin Edilmesi

Bu çalışma kapsamında, hasta özel BT görüntülerinden mandibula kemiği elde 3B olarak elde edilmiş ve sonlu elemanlar esaslı analizlerde kullanılmıştır. Malzeme modeli olarak

Çizelge 2.5’de verilen izotropik malzeme modelinin (Motoyoshi *et al.* 2009b) yanı sıra literatürden alınan ve

Çizelge 2.6’da verilen ortotropik malzeme modeli (Liao *et al.* 2011) tanımlanarak sonlu elemanlar esaslı analizlerde etkileri incelenmiştir. Ancak, literatürde mandibula kemiği için verilen $\rho - E$ ifadelerinin model doğruluk dereceleri (R^2) oldukça düşük olduğundan ve hastaya özel BT ve HU değerlerinden malzeme modelinin elde edilmesi literatürde oldukça yeni olduğundan (Liao *et al.* 2011) bu çalışma kapsamında hastaya özel ortotropik malzeme modeli mandibula kemiği için kullanılmamıştır.

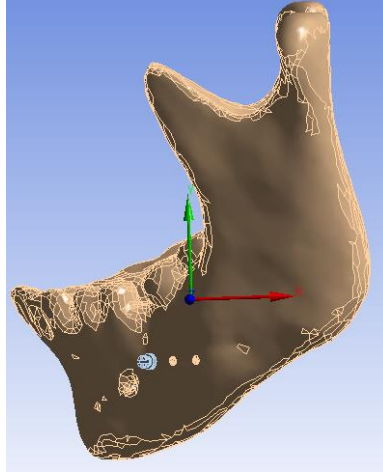
Çizelge 2.5. Mandibula kortikal ve trabeküler malzeme özellikleri

Bileşen	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Mandibula Kortikal	14	0,3
Mandibula Trabeküler	0,3	0,3
Mini Vida	110	0,35

Çizelge 2.6. Mandibula için ortotropik malzeme özellikleri (Liao *et al.* 2011)

Bölge	E(MPa)	G(MPa)	ν
Mandibula Kortikal	$E_x = 17900$ $E_y = 12500$ $E_z = 26600$	$G_{yx} = 4500$ $G_{yz} = 5300$ $G_{xz} = 7100$	$\nu_{yx} = 0,18$ $\nu_{yz} = 0,31$ $\nu_{xz} = 0,28$
Mandibula Trabeküler	$E_x = 1148$ $E_y = 21$ $E_z = 1148$	$G_{yx} = 68$ $G_{yz} = 68$ $G_{xz} = 434$	$\nu_{yx} = 0,055$ $\nu_{yz} = 0,055$ $\nu_{xz} = 0,322$

Çizelge 2.6’da verilen ve yöne bağlı olarak tanımlanan malzeme özelliklerini sonlu elemanlarda tanımlamak için Şekil 2.20’de verilen koordinat eksenleri tanımlanmıştır.



Şekil 2.20. Dikkate alınan ortotropik malzeme özelliğine göre tanımlanmış lokal koordinat sistemi (X: Medial- Lateral Y: İnferior-Superior Z:Anterior-Posterior)

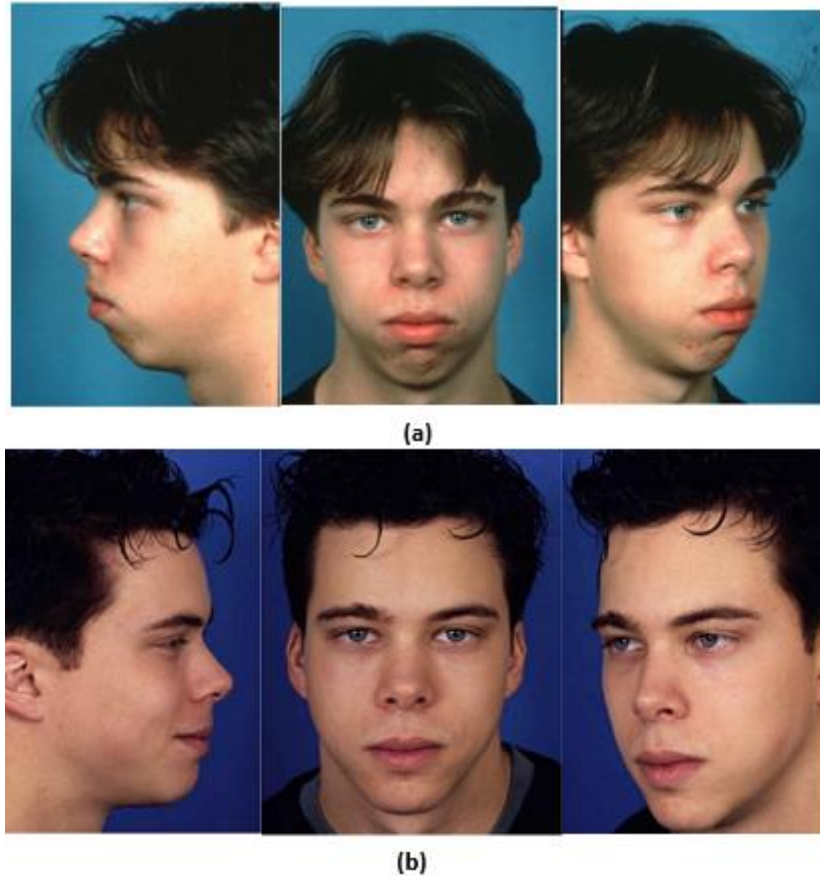
3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1. Üç Boyutlu Modelleme Amacıyla Kullanılacak Bilgisayarlı Tomografi Verilerinin Temini

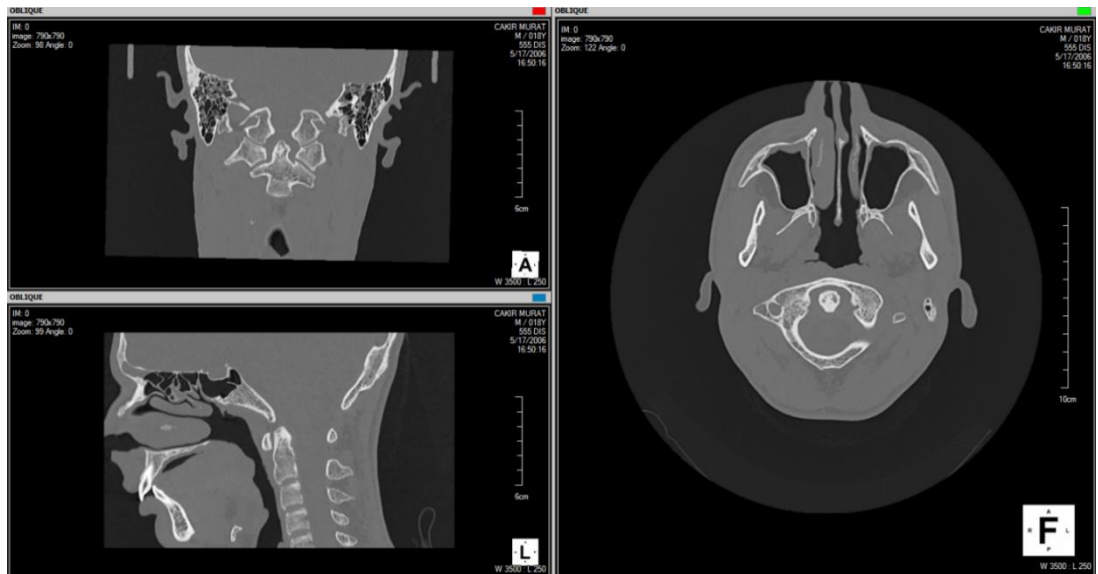
3.1.1. Hastaya özel mini vida uygulamaları

Bu çalışma kapsamındaki diğer uygulama ise ortodonti alanında ankraj amaçlı mini vidaların seçiminde ve kullanımları süresince etkili olacak faktörlerin değerlendirilmesinde ilgili hekime yardımcı olacak bilgileri oluşturmaktır. Sonlu elemanlar analizi yardımıyla sağlıklı bir değerlendirme yapabilmek için hastaya özel BT görüntülerinden çene kemiği modelleri elde edilerek farklı kortikal kalınlığa sahip bölgelerde mini vidaların kullanıldığı simülatif modeller oluşturulmuş ve hastaya özel maksimum ankraj değerine sahip mini vidanın tercih edilmesi için ilgili hekime bilgi sunulması hedeflenmiştir.

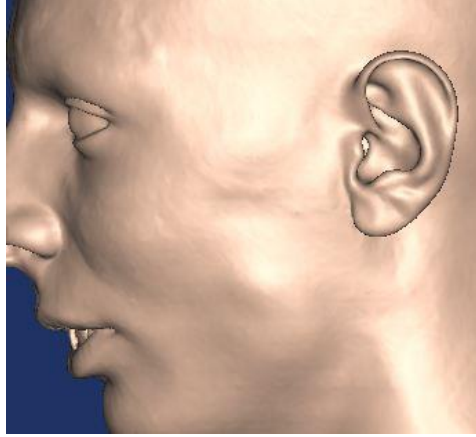
Çalışmanın materyalini, Şekil 3.1’de gösterilen benzer bir şikâyetin tedavisi amacıyla Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti ABD ve Ağız Diş Çene Cerrahisi ABD kliniklerine başvuran 17 yaşındaki M.Ç. ismindeki bir hastaya ait BT verileri oluşturmaktadır. Hastaya mandibular gelişim yetersizliği tanısı konulmuş ve tedavi öncesi bilgisayarlı tomografi kayıtlarının alınması öngörülmüştür. 2B Bilgisayarlı Tomografi verileri Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji ABD BT ünitesinde bulunan çok kesitli bilgisayarlı tomografi cihazı (Aquillon; Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan) kullanılarak kaydedilmiştir (120 Kv, 300 mAs, FOV 25 cm, 1 mm kesit kalınlığı, 0,5 mm rekonstrüksiyon intervali). Elde edilen BT görüntüler Şekil 3.2’de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Alt çene geriliğine sahip bir hastanın (a) tedavi öncesi (b) tedavi sonrası görüntüleri (Triaca *et al.* 2004)



Şekil 3.2. Alt çene geriliğine sahip hastaya ait BT görüntüleri



Şekil 3.3. Hasta M.Ç.'ye ait tomografi görüntülerinden oluşturulan 3 boyutlu kafa modeli

Şekil 3.3'de M.Ç.'nin BT verilerinden elde edilen 3B yüz modelinde çene geriliği açıkça görülmektedir. Elde edilen bu BT görüntüleri, MIMICS programına aktarılarak alt çeneye ait BD model elde edilmiştir.

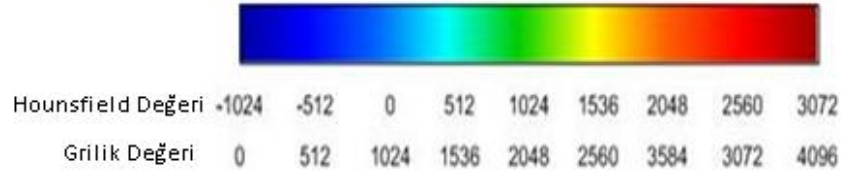
3.2. Hastaya Özel Üç Boyutlu BD modelin elde edilmesi

Hastaya özel olarak kemiğe ait üç boyutlu (3B) modelini elde etmek için;

- Kemik geometrisinin hasta BT'sinden oluşturulması,
- Malzeme özelliklerin hastaya özel olacak şekilde BT verilerinden yola çıkılarak atanması, olarak tanımlanan işlemlerinin sırasıyla yapılması gerekmektedir.

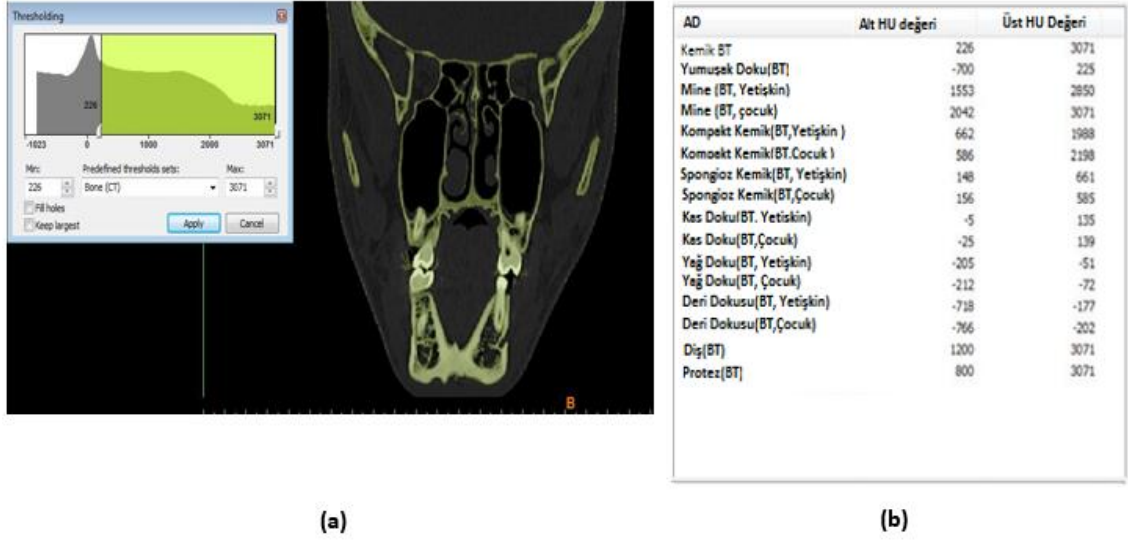
Çalışma kapsamında elde edilen BT verileri, bir görüntü işleme programı olan MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System) kullanılarak işlenmiştir (MIMICS 2012). MIMICS, 2 boyutlu tomografi ve MRI görüntülerinin DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında okuyarak 3 boyutlu hale getiren bir bilgisayar yazılımıdır. Bilgisayarlı tomografide görüntü, dokudaki X-ışını emilim oranına bağlı olarak gri-skala (gray value) resmi olarak üretilir. Dokuda X-ışını emilimi arttıkça görüntü daha açık bir renk alır. Bu grilik değerleri, 1979 yılında İngiliz fizikçi Godfrey Hounsfield tarafından, değerleri -1000 ila +1000 arasında

değişen bir skala ile açıklanmıştır. Bu çalışma kapsamında kullanılan MIMICS programında ise HU değerleri -1024 ila 3072 arasında genişletilmiş olup, böylece görüntüde daha iyi ayırma işlemi yapma imkânı sunar. Şekil 3.4’de Hounsfield değerleri ile grilik değerleri arasındaki bağıntı verilmiştir. İstenilen fizyolojik bölgenin görüntüsünü işleyebilmek için, BT görüntü katmanları üzerinde renkli maske oluşturulup, o bölgenin ayrıştırılması (segmente) gerekir. Maske oluşturma işlemi, Şekil 3.5.a’da görüldüğü gibi maske eşikleme (thresholding) komutu kullanılarak yapılır.

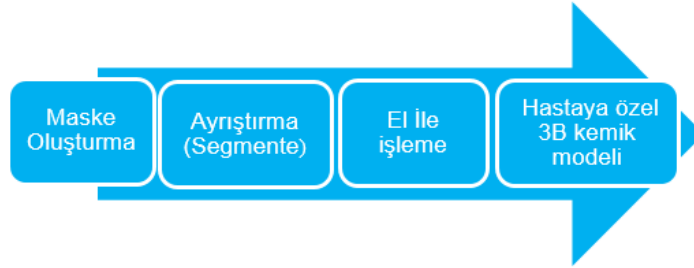


Şekil 3.4. HU değerleri ile gri değerler arasındaki ilişki (MIMICS 2012)

Belirli HU değerleri aralığında kalan tüm piksellere renk atamasına eşikleme denir. Şekil 3.5.b’de görüldüğü gibi MIMICS’de HU değerleri; doku çeşidine veya yetişkin olup olmama durumuna göre farklı limit değerleri ile tanımlanmıştır. Düşük eşikleme değerleri ile yumuşak dokular (bağ, damar vb.), yüksek eşikleme değerleri ile yoğun kemikler (diş kortikal kemik vb.) maskelenebilir. Çene kemiğinde bulunan iki ayrı karakteristik özelliğe sahip olan kortikal ve trabeküler kemiği ayırmak için eşikleme yöntemi kullanılır. BT görüntüsünün yeterli kalitede olmaması durumunda, maske üzerinde elle işlem yapmaya (silme, boyama, thresholding ile boyama) ihtiyaç duyulur. Maskeler boolean işlemi (boolean operations) komutu kullanılarak birbirlerinden çıkarılır, kesişim noktaları bulunur veya birbirleriyle birleştirilir. Maskeler üzerindeki işlemleri bitirdikten sonra maskelerin 3B modeli elde edilebilir. Hastaya özel 3B model elde edebilmek için gerekli adımlar Şekil 3.6’da gösterilmiştir. Literatürde yapılan birçok çalışmada, kemiğe ait 3B model elde edilirken kortikal trabeküler kemik ayrımı yapılmadan, heterojen olarak kabul edilmiştir (Keaveny and Bartel 1993; Huiskes *et al.* 1998; Perillo-Marccone *et al.* 2003). Bazı çalışmalarda ise kemik homojen kabul edilerek kortikal ve trabeküler şeklinde ayrılmıştır (Verdonschot *et al.* 1993; Spears *et al.* 2001).



Şekil 3.5. (a) 3B Model için eşikleme (thresholding) işleminin yapılması, (b) dokuya veya yaşa göre (çocuk, yetişkin) MIMICS tarafından tanımlanmış HU sınır değerleri (MIMICS 2012)



Şekil 3.6. MIMICS ile 3B model oluşturma aşamaları

Doğrusal olmayan analizlerde; kemiğin heterojen olarak modellenmesi, homojen kabule kıyasla daha fazla hesaplama zamanı almasına rağmen model doğruluğu açısından, heterojen model kabulü daha iyi sonuçlar vermektedir (Taddei *et al.* 2006). Taddei *et al.* 2006 yapmış oldukları çalışmada hastaya özel sonlu elemanlar yöntemini kullanarak, femur kemiğini heterojen tek (kortikal trabeküler ayrımı yapılmamış) katmandan oluşan ve homojen iki katmandan (kortikal trabeküler şeklinde ayrılmış) oluşan iki ayrı model oluşturmuşlardır. Homojen kemik modelinde, kortikal kemiğin elastisite modülünü 19,3 GPa, trabeküler kemiğin elastisite modülünü 590 MPa olarak kabul etmişlerdir.

Heterojen kemik modelinde ise yoğunluk-Hounsfield (ρ -HU) bağıntısı kullanarak yoğunluğu, yoğunluk-elastisite modülü (ρ -E) bağıntısını kullanarak elastisite modülünü

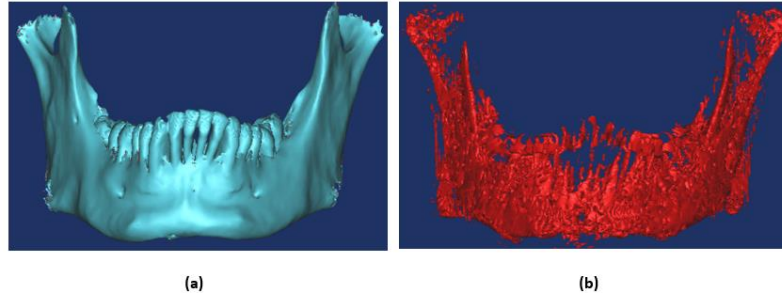
atamışlardır. Heterojen tek katmandan oluşan modelin ($R^2 = 0,91$), homojen iki katmandan oluşan modeline ($R^2 = 0,89$) kıyasla doğruluk oranının daha iyi olduğu bulunmuş ve sonuçlar, elde edilen deneysel verilerle doğrulanmıştır. Kemiği hem ayırıp hem de heterojen olarak kabul etmenin sonuçları daha da iyileştireceğini belirtmişlerdir (Taddei *et al.* 2006).

Sonuç olarak kemikler için ρ -E modülü ilişkisi kurarken, kortikal ve trabeküler kemiklerinin ayrı ayrı dikkate alınması gerekir (Barker *et al.* 2005; Bessho *et al.* 2007). Özellikle iki kemiğinin geometrik açıdan iyi bir şekilde ayrıştırılması, iki kemiğe de farklı malzeme özelliği atanması kadar önemlidir (Varghese *et al.* 2011). Hastaya özel implant tasarlanırken, oluşturulacak olan sonlu eleman modelini doğruluk oranının yüksek olabilmesi için, bu çalışma kapsamında çalışılan kemikler kortikal ve trabeküler şeklinde iki katmana ayrılarak modellenmiştir. Kortikal ve trabeküler şeklinde ayrılan 3B modelinde, trabeküler kemik katmanı için heterojen malzeme kabulü yapılmıştır ve yoğunluk-elastisite modülü bağıntısı, yoğunluk-HU bağıntısı bölgeye özel seçilerek matematiksel bağıntıların yüksek korelasyon değerine (R^2) sahip olup olmadığına dikkat edilmiştir

Bu çalışmada, MIMICS tarafından dokular için tanımlanmış olan ve Çizelge 3.1’de verilen limit HU değerlerine göre BT katmanları üzerinde renkli maskeler oluşturulmuştur. Mandibula kemiğinin modelini elde etmek için ise mandibula kafatasından ayrıştırılmış olup; Şekil 3.7.a ve Şekil 3.7.b’de gösterildiği gibi kortikal ve trabeküler modeller ayrı ayrı elde edilmiştir. Bu şekilde elde edilen ham çene modelinde Şekil 3.7’de görüldüğü gibi süreksizlikler, boşluklar ve kirlilikler (noise) bulunmaktadır. Hem BT görüntüsünün yeterli kalitede olmamasından, hem de MIMICS tarafından belirlenen limit HU değerlerinin kemikleri yeteri şekilde temsil etmemesinden dolayı oluşan; Şekil 3.7’de görülen, ham modellerdeki eksikliklerin giderilmesi ve kemiğin geometrik açıdan doğru bir şekilde modellenebilmesi için çene modelinde Yrd. Doç. Dr. İlhan Metin DAĞSUYU eşliğinde limit HU değerleri tekrardan belirlenmiştir (Çizelge 3.2) ve kalan eksiklikler piksel ekleyerek, piksel çıkararak veya belirli eşikleme değerinde piksel ekleyerek ya da çıkararak giderilmiştir.

Çizelge 3.1. Kemiğe göre MIMICS tarafından atanan limit HU değerleri

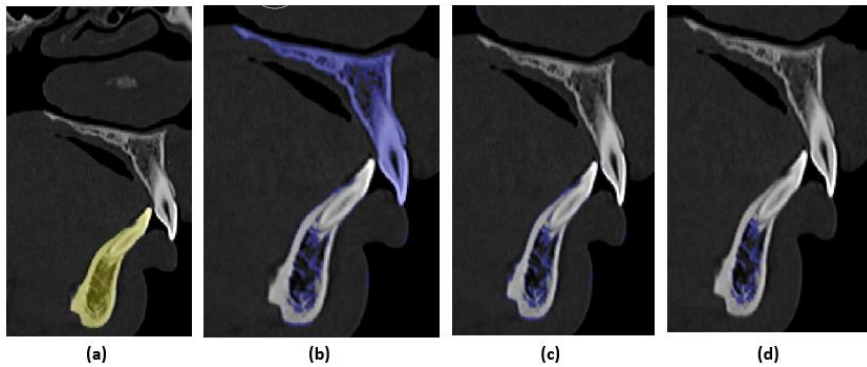
Bölge	Alt HU	Üst HU
Çene Kortikal	662	3071
Çene Trabeküler	148	661



Şekil 3.7. Ham modeller: (a) mandibula kortikal, (b) mandibula trabeküler

Çizelge 3.2. İlgili hekim yardımıyla belirlenen HU değerleri

Bölge	Alt HU	Üst HU
Çene Kortikal	226	1200
Çene Trabeküler	41	225
Diş	1200	3071

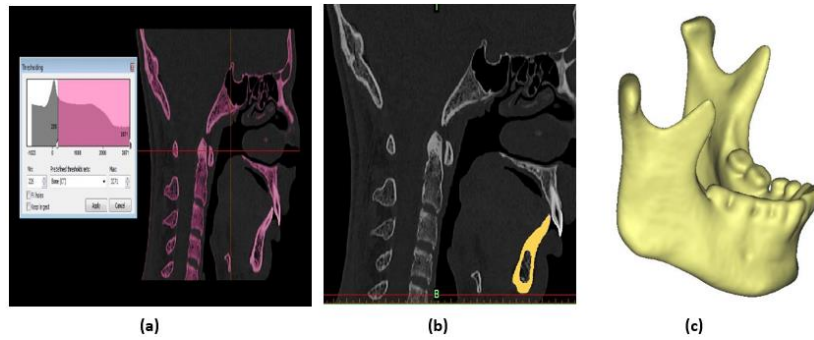


Şekil 3.8. Mandibular trabeküler kemiği oluşturma aşamaları

Kemik katmanlarını kortikal ve trabeküler şeklinde ayırmak için aşağıdaki işlemler sırasıyla gerçekleştirilmiş ve modelleme basamakları Şekil 3.8’de verilmiştir:

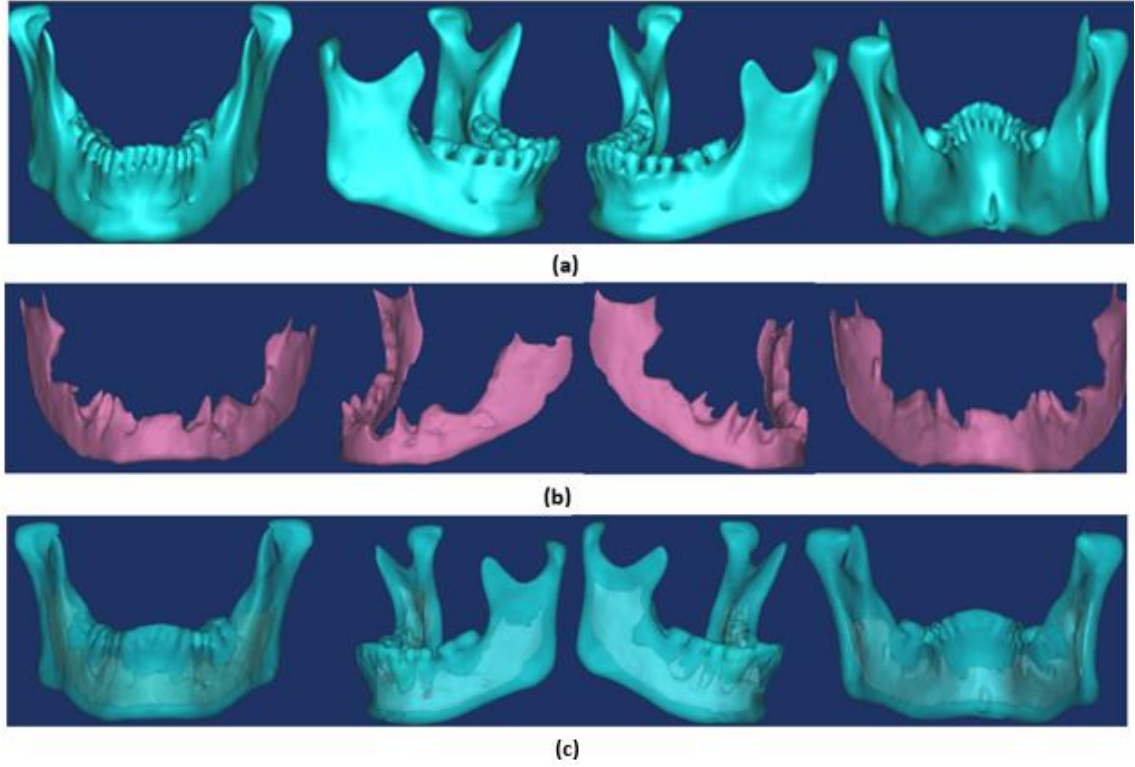
- Oluşturulan kortikal kemik modeli sınırlarını kapsayacak şekilde BT katmanları üzerinde bir kapalı alan oluşturuldu (a) (Şekil 3.8.a).
- Trabeküler kemik için limit Hounsfield değerleri girilerek yeni bir maske atandı (b) (Şekil 3.8.b).
- Trabeküler kemik için oluşturulan maske ile ilk oluşturulan kapalı alanın kesişim noktaları bulunup yeni bir maske oluşturuldu ($a \cap b = c$) (Şekil 3.8.c).
- Böylece trabeküler kemik için bir maske elde edildi fakat kortikal kısmın dışında fazlalıklar kaldı bunları silmek için bölge büyütme (region growing) sekmesi kullanıldı. Böylece trabeküler kemik için renkli maskenin son hali elde edildi (Şekil 3.8.d).

Kullanıcıya özel (custom) şartlar seçilerek 3B modeller oluşturuldu. İnterpolasyon metodu grilik değerlerini referans edebilecek şekilde seçildi. Kemikte süreksizliklerin oluşmaması için devamlılık (continuity) seçeneği tercih edildi. Kabuk azaltma (shell reduction-büyük parçalar etrafında bulunan inklüzyonları yok edilmesi ve düzleştirme (smoothing) değerleri, gerçeğe en yakın görüntüyü verecek şekilde seçildi. Bu modeller elde edildikten sonra, bu çalışma kapsamında birlikte çalışılan hekimler tarafından doğrulanmıştır. Şekil 3.9'da gösterilen adımlar takip edilerek mandibula modeli için kortikal ve trabeküler kemikler ayrı ayrı modellenerek elde edilmiş ve Şekil 3.10'da gösterilmiştir.



Şekil 3.9. (a)Maskeleme, (b)ayırıştırma ve (c) 3B Model

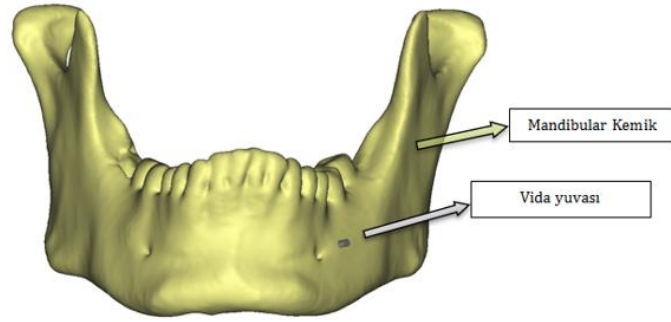
Ayrı ayrı mandibula kemiği için elde edilen kortikal ve trabeküler kemik modeller birleştirilerek gösterilen ve sonlu elemanlar analizi aşamasında kullanılacak modeller elde edilmiştir.



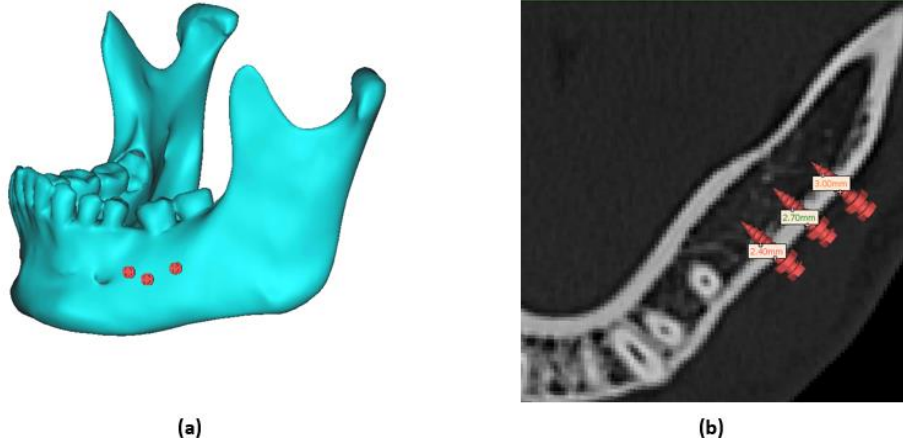
Şekil 3.10. (a) Kortikal mandibulanın, (b) trabeküler mandibulanın, (c) tüm mandibulanın farklı açılardan görünümü

3.3. Kemiğin Kesimi ve Vidaların Montajı

Mini vidalar Yrd. Doç. Dr. İlhan Metin DAĞSUYU eşliğinde 3 farklı konumda kemiğe yerleştirilmiş olup, kesim Şekil 3.11’de gösterildiği gibi yapılmıştır. Kortikal kemik kalınlığının mini vida tutunmasına olan etkisini inceleyebilmek için, Şekil 3.12.a’da gösterildiği gibi mini vidalar 3 farklı pozisyonda (2,40 mm, 2,70 mm ve 3mm) mandibulaya yerleştirilmiştir. Bu 3 vidanın yerleştirildiği kortikal kalınlıkları Şekil 3.12.b’de gösterilmiştir.



Şekil 3.11. Vida yuvası açılmış mandibula



Şekil 3.12. (a) Farklı konumlarda mini vida yerleştirilmiş mandibulanın gösterimi, (b) kesit görüntüsü

3.4. Sonlu Elemanlar Modelinin Elde Edilmesi

Hastaya özel BT görüntülerinden elde edilen mandibula modeline, kuvvetlerin etkisini belirlemek için gerçekleştirilen sonlu elemanlar esaslı analizlerde kullanılacak sonlu elemanlar modeli için BD modellerin meshlenmesi ve sınır şartlarının tanımlanması gerekmektedir. Bu işlemler, takip edilen bölümde detaylı olarak verilmiştir.

3.4.1. Meshleme

Vida yerleştirilmiş olan 3B modelin, sonlu elemanlar programı aracılığı ile sayısal analizlerinin yapılabilmesi için, modelin hacimsel olarak çözümlenebilir sonlu sayıda

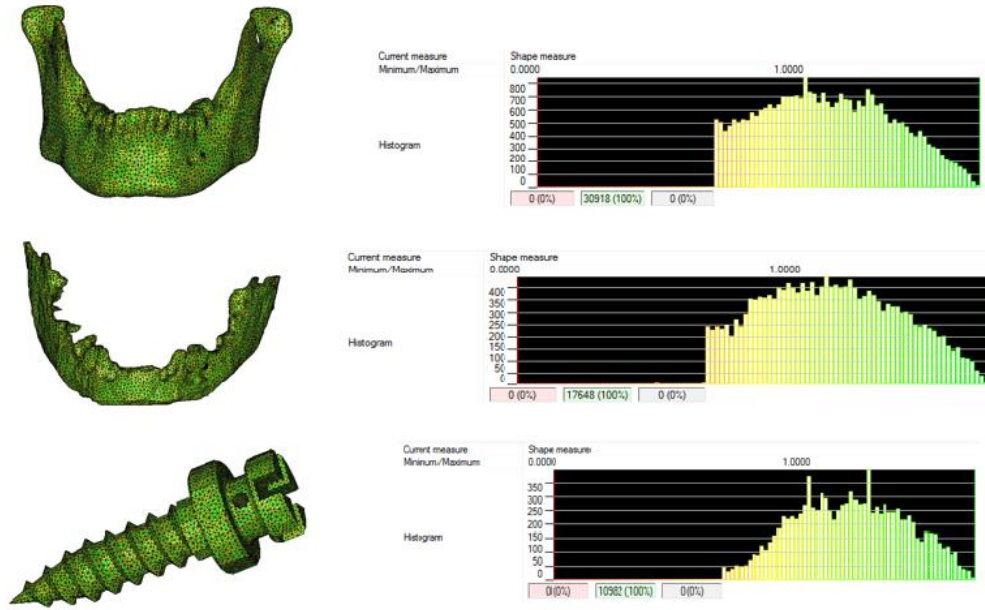
elemana bölünmesi (meshleme) gerekmektedir. Bu işlem MIMICS'in kendi bünyesinde bulunan FEA/CFD modülünün "Remeshing" özelliği kullanılarak yapıldı.

Sonlu elemanlar programına aktarılacak olan 3B modelin herhangi bir kusur bulunmayacak şekilde yüzeysel meshinin yapılması gerekmektedir. Üçgen elemanlar kullanarak yüzeysel mesh oluşturan 3 Matic'de mesh yüzeylerinde herhangi bir hata (normals, stitching, noise shells, holes, triangles, overlaps, shells) bulunmaması durumunda hacimsel mesh oluşturulur ve böylece sonlu elemanları analizine aktarmak mümkün hale gelir. Fakat meshte hata bulunmaması meshin kaliteli olduğu anlamına gelmemektedir. 3 Matic'de yüzeysel mesh kalitesi, üçgenlerin eşkenar üçgene yakınsaması ile doğru orantılı olarak artar. Üçgenlerin kenar uzunlukları azaltılarak, yüzeysel mesh elemanlarını eşkenar üçgene yakınsamak mümkündür. Fakat eleman sayısının artırılması sonlu elemanlar programında çözüm süresini artıracığından, yüzeysel meshteki üçgenlerin kalite/yüzeysel eleman sayısı oranının optimum bir değere sahip olması gerekmektedir. Bu değeri takip etmek amacıyla, 3 Matic'de üçgen için verilen belirli parametrelere bağlı olarak bir histogram bulunmaktadır. Bu histogramdan meshin kalitesini ve yüzeysel eleman sayısını takip ederek optimum mesh eleman sayısı elde edilebilir. Meshleme yaparken aşağıda verilen açı oranı parametresi kullanıldı.

$$Açı\ oranı = \frac{küçük\ açı}{büyük\ açı} \quad (4)$$

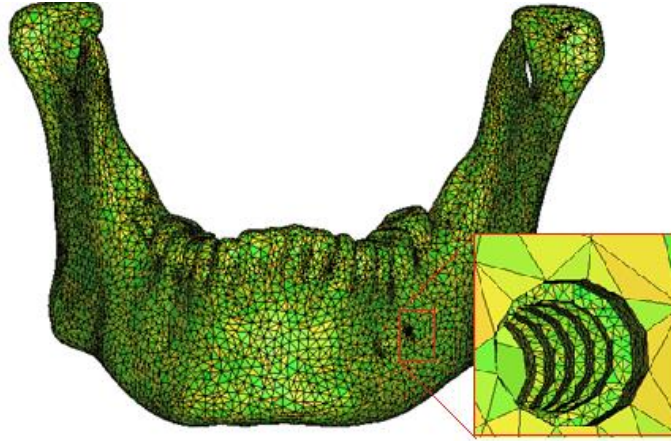
Açı oranı 0 ile 1 arasında değişmektedir ve eşkenar üçgen için bu değer 1'dir. Meshleme işlemi yapılırken bir diğer önemli unsur ise geometrik hata faktörünün 3B model yüzeylerini bozmayacak şekilde belirlenmesidir. Geometrik hata faktörünün çok küçük değerlerde tutulması eleman sayısını artıracığından bunun için de optimum bir değer belirlemek zorunlu hale gelmiştir. Meshleme işlemi yapılırken, kalite eşiği ve geometrik hata faktörü değerleri optimum eleman sayısını verecek ve açı oranı parametresi değerleri eşkenar üçgeninkine yakın olacak şekilde seçildi. Geometrik hata faktörü, mini vida için 0,02 mm mandibula kemikler (kortikal ve trabeküler) için 0,2 mm olarak belirlenmiştir. Açı oranı için kalite eşik değeri ise 0,4'ün altına düşmeyecek

şekilde belirlenmiştir. Bu değerler 3B modelin keskin köşelerinin olup olmadığına, parça boyutuna göre değişkenlik gösterdiği için deneme yoluyla tecrübeye dayalı olarak belirlenmiştir. Şekil 3.13’de verilen histogramlarda kırmızıdan (kalitesiz-0) yeşile (eşkenar-1) doğru bir dağılım verecek şekilde mandibula ve mini vida için meshleme yapıldı.

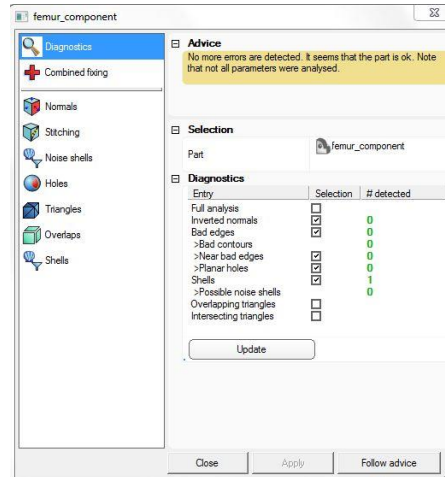


Şekil 3.13. Yüzeysel meshi tamamlanmış modeller ve mesh kalitesini gösteren histogramlar

Böylece mandibulayı oluşturan tüm bileşenlerin ayrı ayrı meshleme işlemi tamamlanmıştır. Meshleme yapılırken, örneğin Şekil 3.14’de gösterildiği gibi mandibula kemiğinde mini vidanın girdiği yüzeyler gibi geometrik olarak kompleks şekillere sahip elemanlar lokal meshleme parametreleri dikkate alınarak daha hassas bir şekilde meshlenmiştir.



Şekil 3.14. Mandibulada mini vidanın monte edildiği bölgenin yüzeysel meshi



Şekil 3.15. Yüzeysel mesh hata kontrol penceresi

Yüzeysel meshi yapılmış modellerde, hacimsel meshinin yapılabilmesi için herhangi bir hatalı mesh yüzeyinin bulunmaması gerekmektedir. Bunun kontrolünü yapmak için Şekil 3.15’de gösterilen”Fix Wizard”özelligi kullanılır. Burada sayısal değerlerden herhangi birinin kırmızı renkte olması hacimsel meshin oluşturulamayacağı anlamına gelir. Tüm modeller için bu kontrol yapıldıktan sonra hacimsel mesh oluşturulmuş ve *.cdb formatında ANSYS dosyası olarak kaydedilmiştir. Eleman tipi”Solid 72”olarak seçilmiş ve hacimsel eleman sayıları

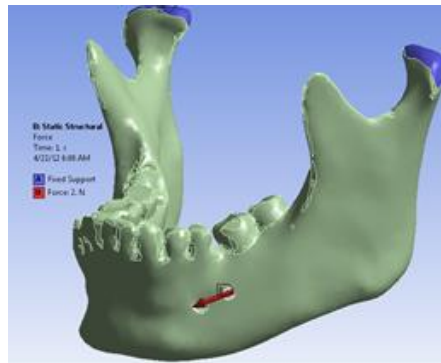
Çizelge 3.3’de sırasıyla verilmiştir.

Çizelge 3.3. Mandibula için hacimsel eleman sayıları

Bileşen adı	Hacimsel eleman sayısı
Mandibula Trabeküler	54855
Mandibula Kortikal	106025
Mini Vida	32928
Toplam Hacimsel eleman sayısı	193808

3.4.2. Sınır şartları

Malzeme özellikleri atandıktan sonra ANSYS/Simulation'a aktarılan modellerin bileşenleri arasındaki kontakların tanımlanması gerekir. Bu işlem gerçekleştirildikten sonra sonlu elemanlar analizi için sınır şartlarının belirlenmesi gerekir. Mandibula Şekil 3.16'da görüldüğü gibi kondil başlarından sabitlendi ve mini vidaya 2N'lık kuvvet uygulandı (Gracco *et al.* 2009). Sınır şartları belirlendikten sonra gerilme analizleri deterministik ve olasılık esaslı gerçekleştirilerek sonuçlar takip eden bölümde verilmiştir.



Şekil 3.16. Mandibula modelinin sınır şartları

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

4.1. Gerilme Analizi

Mandibulaya ait sonlu elemanlar modelinde, uygulanan kuvvetin ve malzeme modeli parametrelerindeki varyasyonlar dikkate alınmadan, tek bir değerlerle yapılan deterministik analizlerin yanı sıra bu varyasyonların istatistiksel büyüklükler şeklinde dikkate alınmasıyla gerçekleştirilen olasılık esaslı sonlu elemanlar analizi sonuçlarına da bu bölümde verilmiştir.

4.1.1. Mandibulanın deterministik gerilme analizi

Bu çalışma kapsamında, hasta BT görüntülerinden mandibula kemiği 3B olarak elde edilmiş ve sonlu elemanlar esaslı analizlerde kullanılmıştır. Malzeme modeli olarak izotropik malzeme modelinin yanı sıra ortotropik malzeme modeli de tanımlanarak sonlu elemanlar esaslı analizlerde etkileri incelenmiştir.

Literatürde, mandibula kemiği için verilen $\rho - E$ ifadelerinin model doğruluk dereceleri (R^2) oldukça düşük olduğundan ve hastaya özel BT ve HU değerlerinden malzeme modelinin elde edilmesi literatürde oldukça yeni olduğundan (Liao *et al.* 2011) bu çalışma kapsamında hastaya özel ortotropik malzeme modeli mandibula kemiği için kullanılmamıştır. Hastaya özel BT görüntülerinden kortikal kemik kalınlığı tespit edilerek farklı konumlarda monte edilmiş mini vidanın etkisi hastaya özel olarak incelenmiş ve elde edilen gerilme ve yer değiştirme analizi sonuçları takip eden bölümde verilmiştir.

4.1.1.a. Hastaya özel izotropik malzeme modeli

Kemikte ve mini vida uygulanan kuvvet neticesinde meydana gelebilecek yüksek gerilmeler kırılmalara ve travmalara neden olmaktadır.

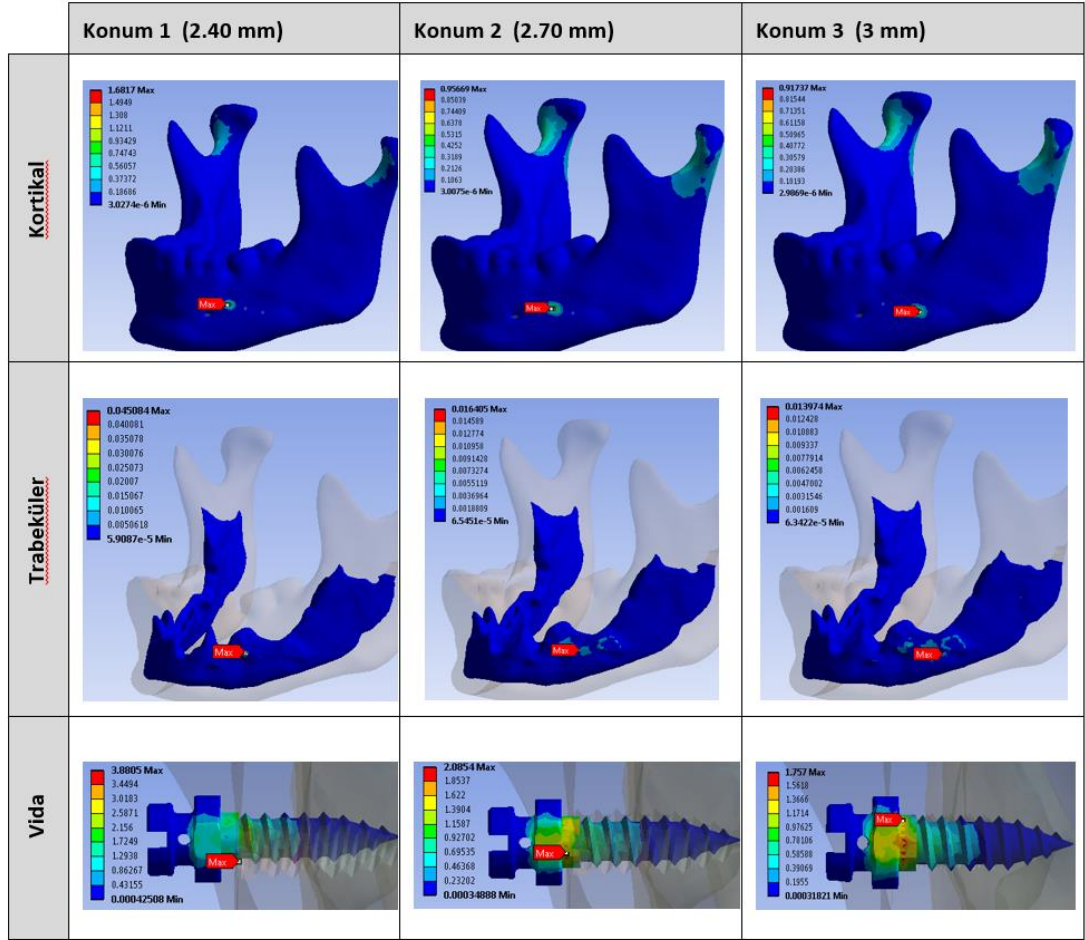
Bu nedenle, bu çalışma kapsamında mandibula kemiği ve vida meydana gelen gerilmelerin klinik uygulama öncesi belirlenmesi hedeflenmiştir. Hastaya özel BT görüntülerinden elde edilen kortikal ve trabeküler ayrımı yapılmış sonlu elemanlar modeli statik gerilme analizlerinde kullanılmıştır. Malzeme modeli olarak literatürde verilen ve Çizelge 4.1’de gösterilen değerler kullanılmıştır (Motoyoshi *et al.* 2009a). Mandibula trabeküler için hastaya özel Elastisite modülü hesaplanmıştır.

Çizelge 4.1. Sonlu elemanlar esaslı analizlerde tanımlanmış olan malzeme özellikleri

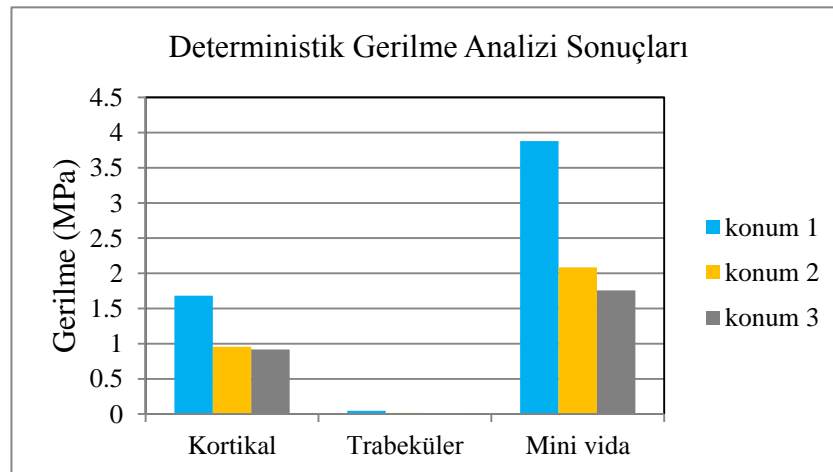
Bileşen	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Mandibula Kortikal	14	0,3
Mandibula Trabeküler	0,3	0,3
Mini Vida	110	0,35

Sonlu elemanlar modeli üzerinde statik gerilme analizi gerçekleştirilmiş ve Şekil 4.1’de uygulanan kuvvet neticesinde mandibula kortikal, trabeküler ve mini vidada meydana gelen von Mises gerilme dağılımları modeller üzerinde gösterilmiştir. Verilen sonuçlardan görüleceği gibi mini vidada oluşan en büyük von Mises gerilmeleri vidanın boyun kısmında meydana gelmektedir ve bu sonuç literatürde belirtilen sonuçlar ile uyumludur (Ammar *et al.* 2011).

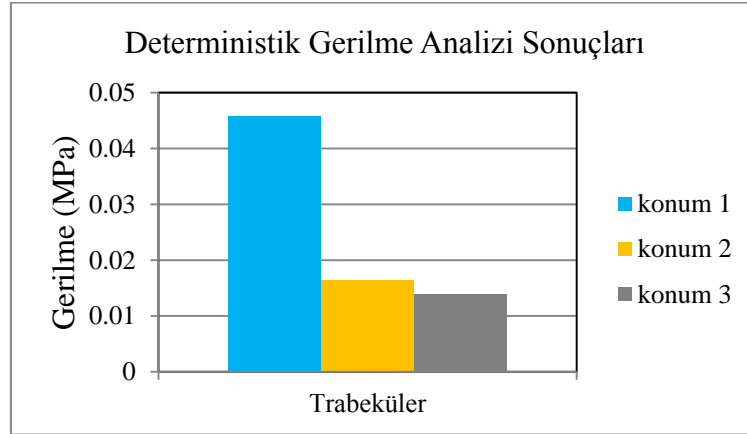
Meydana gelen gerilmeler, mini vida malzemesinin akma gerilmesinin oldukça altında olduğundan vidada herhangi bir hasar durumu meydana gelmeyeceği açıktır. Klinik vakalar incelendiğinde mini vida hasarından ziyade mini vida gevşemesinin hasara yol açtığı bilinmektedir ve yer değiştirme değerlerinin $150 \mu m$ aşmaması önerilmiştir (Chong 2002). Dolayısıyla bu çalışmada mini vida gevşemesine neden olan kortikal ve trabeküler kemikteki gerilme dağılımı dikkate alınarak aşağıda değerlendirilmiştir. Mini vida uygulanmış mandibulada oluşan maksimum von Mises gerilmelerin mini vida konumuna göre karşılaştırılmalı değerleri Şekil 4.2’de verilmiştir. Trabeküler kemikte oluşan gerilme değerleri büyüklükleri küçük olduğunda Şekil 4.3’de ayrı bir grafikte verilmiştir.



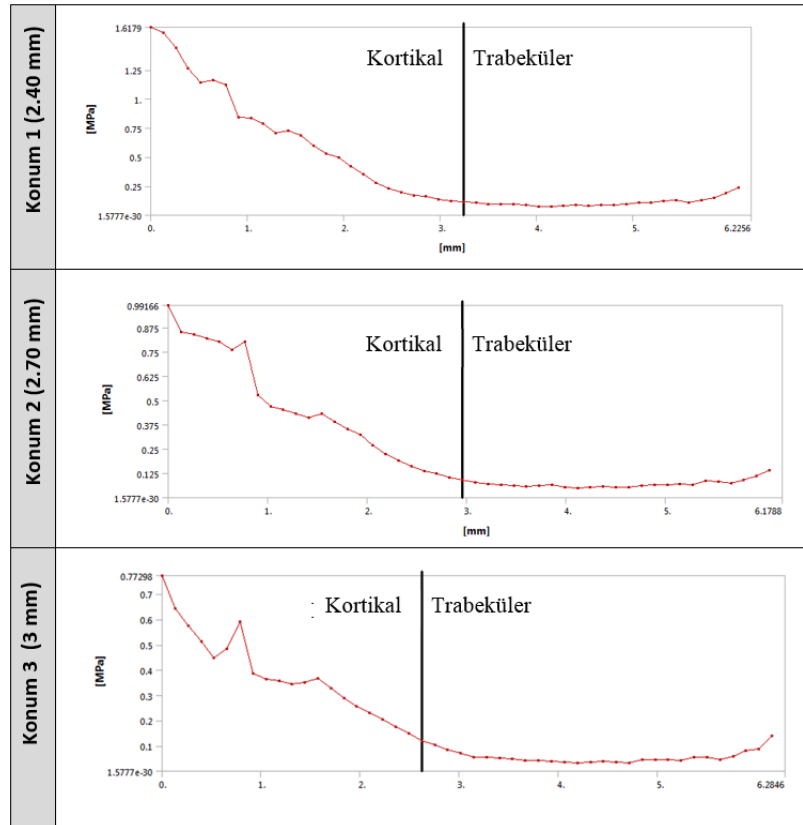
Şekil 4.1. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida von Mises gerilmesi dağılımı



Şekil 4.2. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida von Mises gerilmesi dağılımlarının mini vida konumuna göre değerleri



Şekil 4.3. Mandibula trabeküler kemikte oluşan von Mises gerilmesinin mini vida konumuna göre değerleri

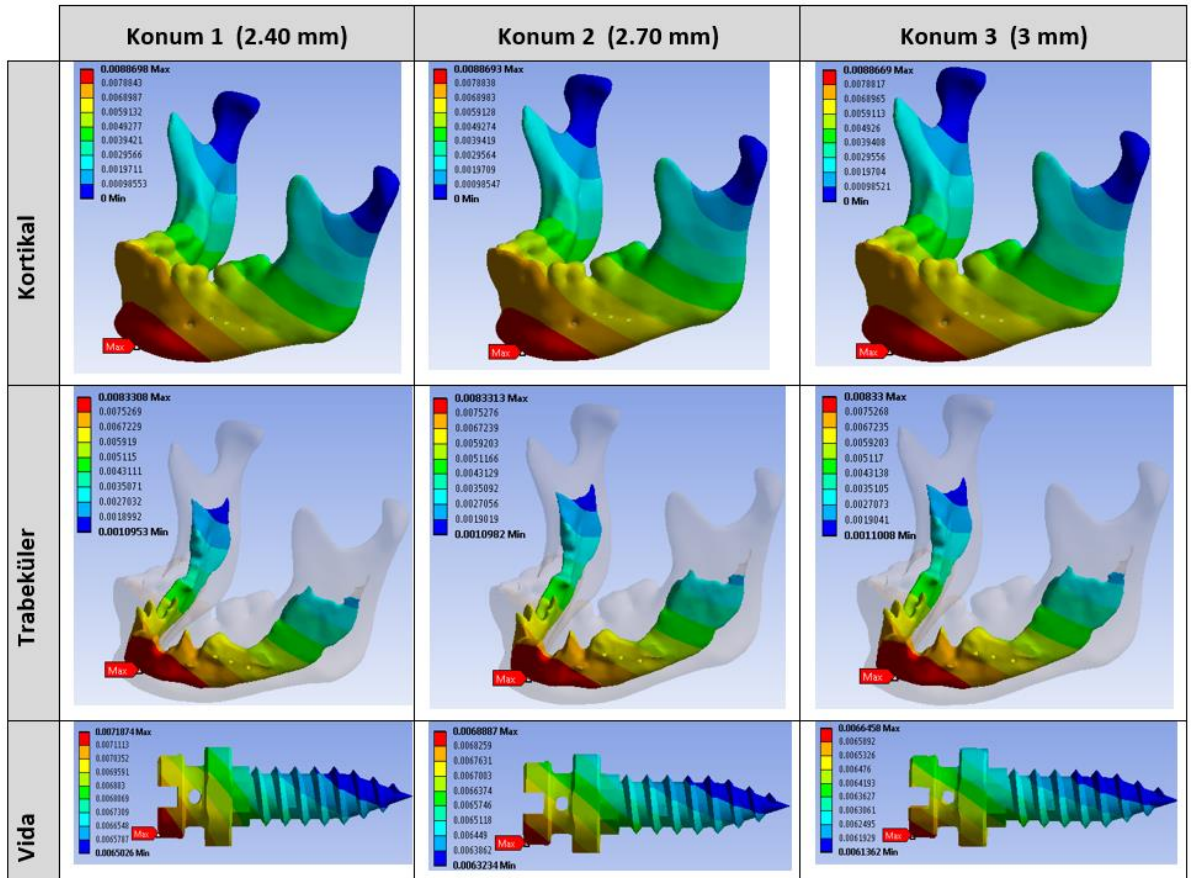


Şekil 4.4. Mandibula kortikal ve trabeküler kemikte vida yuvası boyunca gerilme dağılımı

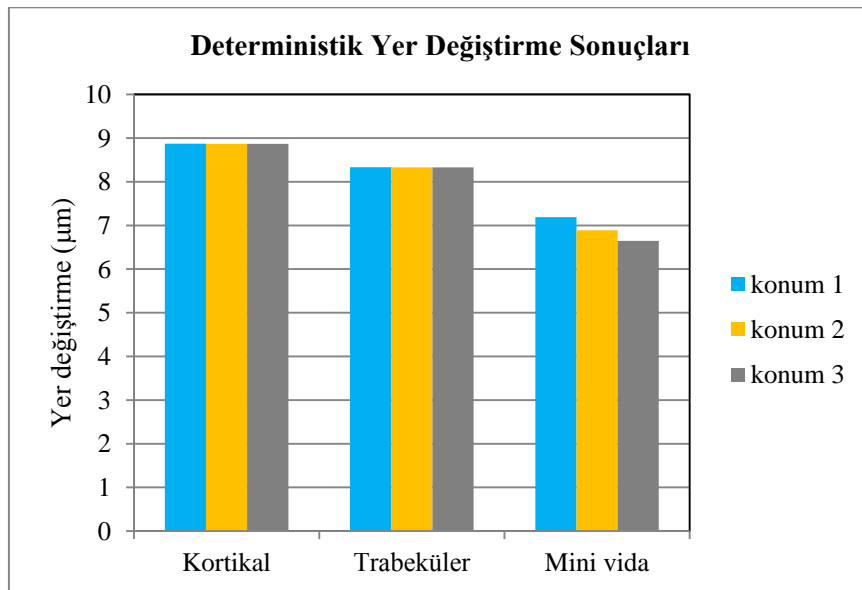
Farklı kortikal kalınlıklara sahip bölgelerde ve tüm model dikkate alındığında, mandibula kemiğinin kortikal kısmında gerilme değerinin daha yüksek olduğu ve uygulanan kuvvetin çoğunlukla kortikal bölge tarafından karşılandığı görülmektedir.

Benzer gerilme dağılımı mini vidada gözlemlenmiş ve kortikal kalınlığı arttıkça gerilme değerinin düştüğü görülmüştür. Vida yuvası boyunca hem kortikal hem de trabeküler kemikte gerilme dağılımı ile mini vida boyunca gerilme dağılımı Şekil 4.4'de verilmiştir. Vida boyunca gerilme dağılımı incelendiğinde kortikal kısımdaki von Mises gerilmelerin beklenildiği gibi trabeküler kısımdan daha yüksektir. Vida dişleri nedeniyle von Mises gerilme değerlerinde artma ve azalma gözlemlenmektedir. Şekil 4.4'deki gerilme dağılımından elde edilecek en önemli sonuçlardan birisi uygulanan kuvveti çoğunlukla ilk vida dişlerin taşımasıdır. Diğer önemli bir sonuç ise kortikal kalınlığı arttıkça daha az bir gerilmenin trabeküler kısma karşılık gelen dişlerde olduğu görülmektedir. Mini vidadaki gerilme dağılımına benzer olarak kortikal kısımda vida dişlerinin etkisini de belirtecek şekilde von Mises gerilmelerin yüksek çıktığı görülmektedir. Ancak her üç vida konumunda da gözlemlendiği gibi gerilme değeri kortikal kısımdan trabeküler kısma geçildikçe azalmaktadır ve bu literatürde belirtilen sonuçlar ile de uyumludur. Ayrıca kortikal kemik kalınlığı arttıkça uygulanan kuvvet neticesinde oluşan gerilmelerin büyük bir kısmının kortikal kısımda meydana geldiği ve trabeküler kısımda daha az von Mises gerilmeleri olduğu gözlemlenmiştir.

Mini vidanın gevşemesi en çok rastlanılan klinik vakalar olduğundan uygulanan kuvvet neticesinde meydana gelen yer değiştirmeler Şekil 4.5'de gösterilmiş ve grafiksel olarak Şekil 4.6'da verilmiştir.



Şekil 4.5. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida yer değiştirmeleri



Şekil 4.6. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida yer değiştirmelerin mini vida konumuna göre karşılaştırmalı değerleri

Elde edilen bu değerler mikro hareketliliğin limit değeri olan $150 \mu m$ ile karşılaştırıldığında oldukça düşük olduğu görülmektedir ve mini vida gevşeme hasarının oluşmayacağı söylenebilir.

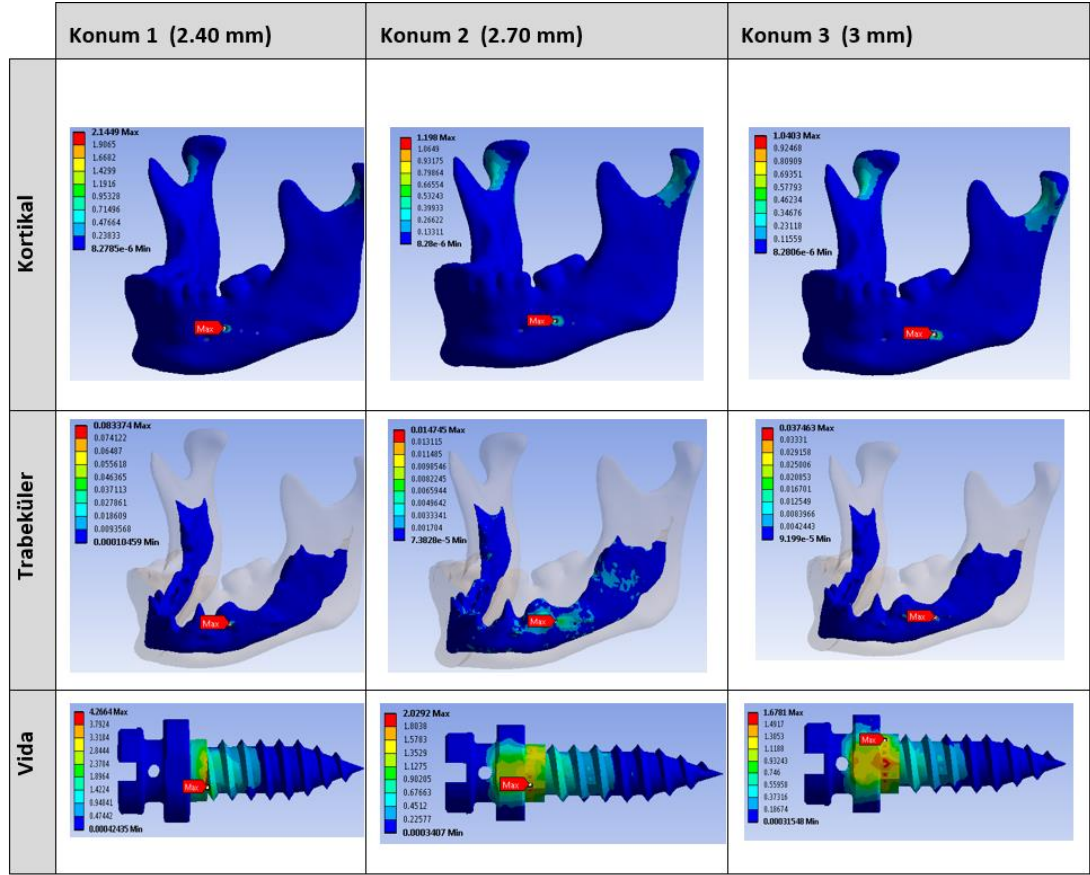
Faklı kortikal kalınlığının sadece mini vidanın yer değiştirmelere etki ettiği Şekil 4.6'da görülmektedir ve artan kortikal kalınlığı ile mini vidanın yer değiştirme değeri düşmektedir.

4.1.1.b. Sabit ortotropik malzeme modeli

Kemik, yapısı itibariyle anizotrop olduğundan bu çalışma kapsamında literatürde mandibula kemiği için tanımlanmış ortotropik malzeme özellikleri dikkate alınmış ve sonlu elemanlar esaslı analizler gerçekleştirilmiştir. Bu analizlerde tanımlanmış malzeme modeli Çizelge 4.2'de verilmiştir. İzotropik malzeme modeli kullanılan analizlerde olduğu gibi, sonlu elemanlar modeli üzerinde statik gerilme analizi gerçekleştirilmiş ve uygulanan kuvvet neticesinde mandibula kortikal, trabeküler ve mini vidada meydana gelen von Mises gerilme dağılımları modeller üzerinde Şekil 4.7'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2. Mandibula için ortotropik malzeme özellikleri

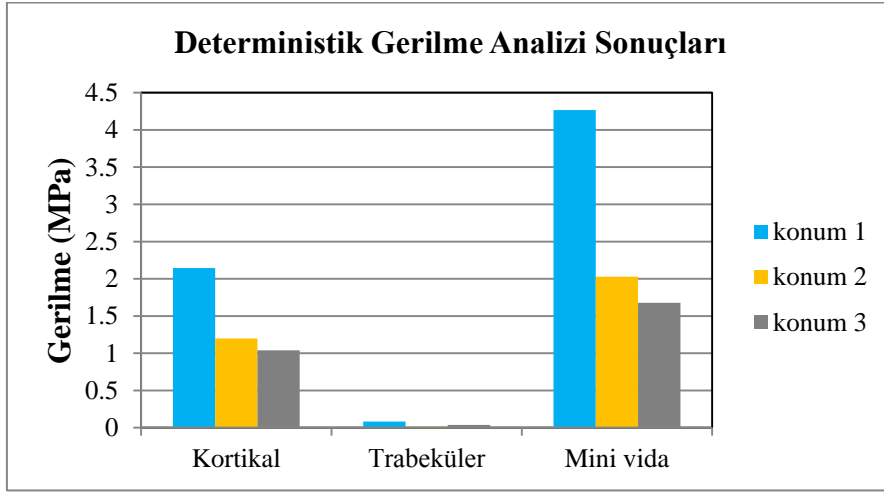
Bölge	E(MPa)	G(Mpa)	ν
Mandibula Kortikal	$E_x = 17900$ $E_y = 12500$ $E_z = 26600$	$G_{yx} = 4500$ $G_{yz} = 5300$ $G_{xz} = 7100$	$\nu_{yx} = 0,18$ $\nu = 0,31$ $\nu_{xz} = 0,28$
Mandibula Trabeküler	$E_x = 1148$ $E_y = 21$ $E_z = 1148$	$G_{yx} = 68$ $G_{yz} = 68$ $G_{xz} = 434$	$\nu_{yx} = 0,055$ $\nu_{yz} = 0,055$ $\nu_{xz} = 0,322$
Mini vida	$E = 110000$		$\nu = 0,3$



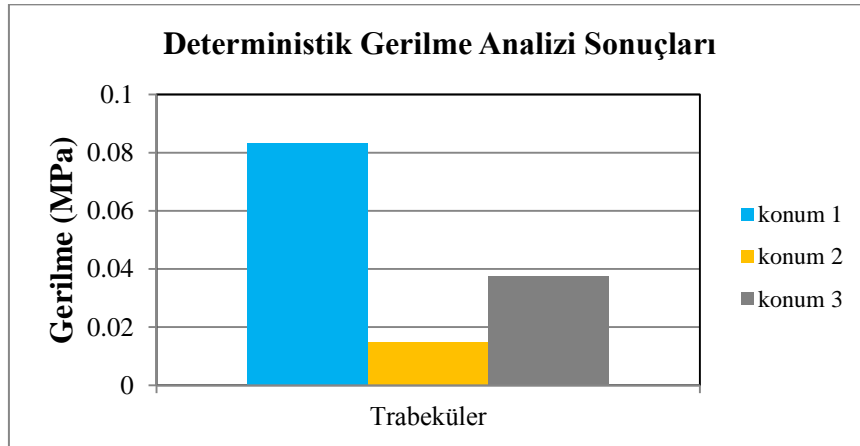
Şekil 4.7. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida von Mises dağılımı

İzotropik malzeme modelinde olduğu gibi, mini vidada oluşan en büyük von Mises gerilmeleri vidanın boyun kısmında meydana gelmektedir. Meydana gelen gerilmeler, mini vida malzemesinin akma gerilmesinin oldukça altında olduğundan vidada herhangi bir hasar durumu meydana gelmeyeceği açıktır.

Mini vida uygulanmış mandibulada oluşan maksimum von Mises gerilmelerin mini vida konumuna göre karşılaştırılmalı değerleri Şekil 4.8’de verilmiştir. Trabeküler kemikte oluşan gerilme değerleri büyüklükleri küçük olduğunda Şekil 4.9’da ayrı bir grafikte verilmiştir.



Şekil 4.8. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida von Mises gerilmesi dağılımlarının mini vida konumuna göre değerleri

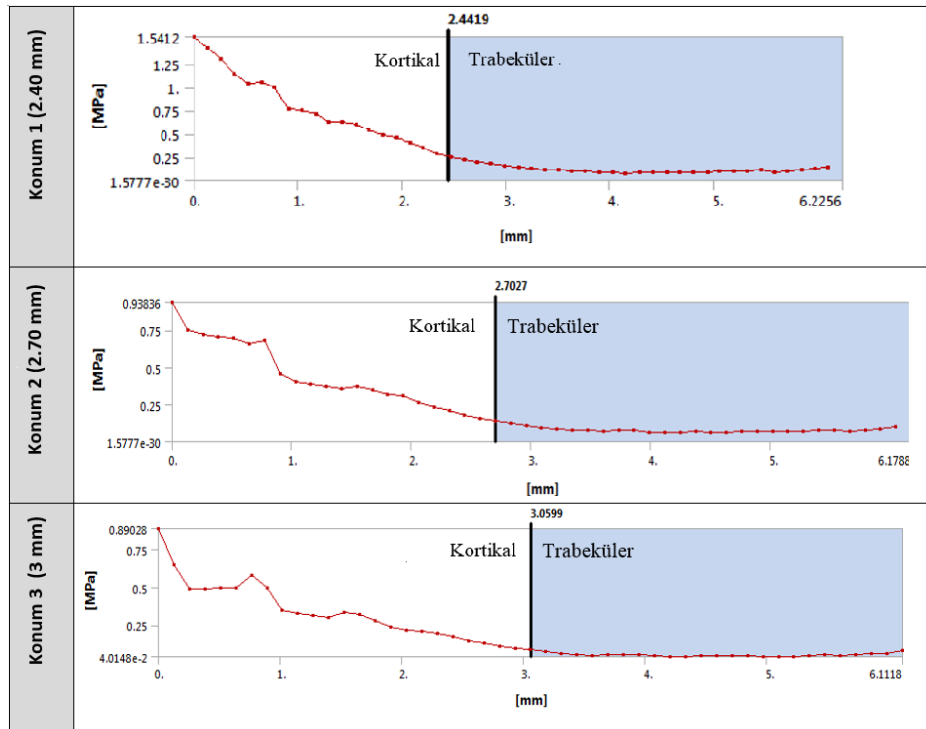


Şekil 4.9. Mandibula trabeküler kemikte oluşan von Mises gerilmesinin mini vida konumuna göre değerleri

Farklı kortikal kalınlıklara sahip bölgelerde ve tüm model dikkate alındığında, mandibula kemiğinin kortikal kısmında gerilme değerinin daha yüksek olduğu ve uygulanan kuvvetin çoğunlukla kortikal bölge tarafından karşılandığı görülmektedir. Benzer gerilme dağılımı mini vidada da gözlemlenmiş ve kortikal kalınlığı arttıkça izotropik modelde olduğu gibi gerilme değerinin düştüğü gözlemlenmiştir.

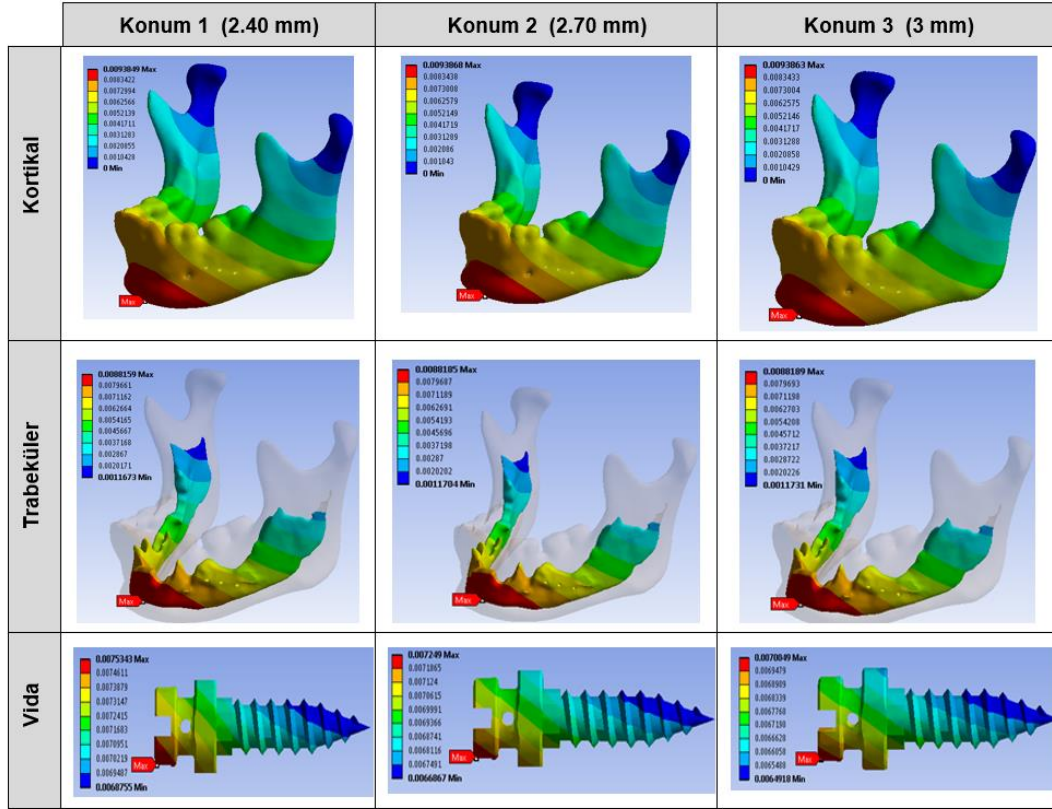
Vida yuvası boyunca hem kortikal hem de trabeküler kemikte gerilme dağılımı ile mini vida boyunca gerilme dağılımı Şekil 4.10'da verilmiştir. Vida boyunca gerilme dağılımı incelendiğinde kortikal kısımdaki von Mises gerilmeleri beklenildiği gibi trabeküler

kısımdan daha yüksektir. Vida dişleri nedeniyle von Mises gerilme değerlerinde artış ve azalışlar gözlemlenmektedir. Şekil 4.10'daki gerilme dağılımından elde edilecek en önemli sonuçlardan birisi uygulanan kuvveti çoğunlukla ilk vida dişlerin taşımasıdır. Diğer önemli bir sonuç ise kortikal kalınlığı arttıkça daha az bir gerilmenin trabeküler kısma karşılık gelen dişlerde oluştuğudur.

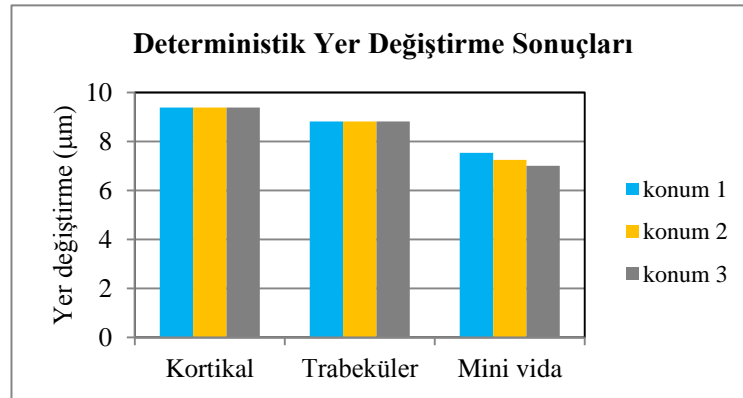


Şekil 4.10. Mini vida gerilme dağılımının kortikal ve trabeküler kemik boyunca gösterimi

Mini vidanın gevşemesi en çok rastlanılan klinik vakalardan biri olduğundan, uygulanan kuvvet neticesinde meydana gelen yer değiştirmeler Şekil 4.11'de gösterilmiş ve grafiksel olarak Şekil 4.12'de verilmiştir.



Şekil 4.11. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida yer değiştirmeler



Şekil 4.12. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida yer değiştirmelerin mini vida konumuna göre karşılaştırmalı değerleri

Elde edilen bu değerler mikro hareketliliğin limit değeri olan $150 \mu\text{m}$ ile karşılaştırıldığında oldukça düşük olduğu görülmektedir ve mini vida gevşeme hasarının olmayacağı söylenebilir.

Faklı kortikal kalınlığının sadece mini vidanın yer değiştirmelere etki ettiği Şekil 4.12’de görülmektedir ve artan kortikal kalınlığı ile mini vidanın yer değiştirme değeri düşmektedir.

İzotropik malzeme modelinden elde edilen yer değiştirme değerleri ile ortotropik malzeme modelinden elde edilen değeler karşılaştırıldığında; vida, konumlarına göre aynı davranışı göstermektedir ancak yer değiştirme değerleri çok az artmıştır.

4.2. Olasılık Esaslı Gerilme Analizi

4.2.1. Olasılığa dayalı sonlu elemanlar analizi

Sonlu elemanlar metodu, performansı yüksek implantlar elde etmek için sıklıkla kullanılmasına rağmen, bu analizlerde dikkate alınan parametreler ve değerler deterministiktir, yani sadece tek bir değer alırlar. Dolayısıyla, implanta gelen yükler, malzeme özellikleri gibi parametreler doğaları gereği deterministik değildirler ve belirsizlikler içermektedirler. Bu belirsizliklerden kaynaklanan etkilerin tasarıma olumsuz yönde etki etmesini engellemek için klasik yaklaşımda emniyet faktörü kullanılır. Ancak bu yaklaşım kimi tasarımlarda aşırı büyük boyutlara, kimi durumlarda da emniyetsiz tasarımlara yol açmaktadır (Kaymaz ve Sadeler 2002). Bu nedenle tasarıma etki eden parametrelerdeki bu belirsizlikleri tasarıma ilave edebilmek için; Birinci-Derece Güvenirlik Metodu (First-Order Reliability Method (FORM)) ve İkinci-Derece Güvenirlik Metodu (Second-Order Reliability Method (SORM)) (Ditlevsen and Madsen 1996) gibi nümerik yöntemlerin yanı sıra Monte Carlo, Latin Hypercube Sampling gibi simülasyon yöntemleri geliştirilmiştir. Olasılık yöntemlerinde, ilgilenilen problemin hasar mekanizmasını gösteren basit ifadeler tanımlanır. Örneğin Nicoletta *et al.* 2006 çimentolu kalça protezinin hasara uğrama ihtimalini araştırırken, kemik çimentosunun hasara uğramasını aşağıda verilen ifade ile tanımlamışlardır:

$$g(x) = R_{FL} - S_{\sigma I} \quad (5)$$

Yukarıda verilen denklem performans fonksiyonu olarak tanımlanır. Denklemdaki R_{FL} kemik çimentosunun yorulma limit değerini, S_{GI} ise maksimum asal gerilme değerini göstermektedir. FORM/SORM veya Monte Carlo simülasyonu gibi olasılık yöntemlerinden biri kullanılarak hasar olasılığı hesaplanır. Bu hesaplamaların yapılabilmesi için dikkate alınan problem için gerilme/deplasman gibi büyüklüklerin hesaplanması sonlu elemanlar yöntemi ile yapılmaktadır. Örneğin yukarıda verilen performans fonksiyonu kullanılarak hasar olasılığının hesaplanabilmesi için çimentolu protez modelinin sonlu elemanlar esaslı gerilme analizinin gerçekleştirilmesi gerekmektedir. Vücutta kullanılan implantların malzeme özelliği, implantın maruz kaldığı yükler ve kemiğin özelliği gibi biyomekanik uygulamaların simülasyonunda kullanılan parametreler; doğaları gereği tek bir değer almazlar ancak belirli bir istatistiksel dağılıma sahip rastgele değişkenlerdir.

Bu rastgele değişkenlerin, gerilme, yorulma analizi gibi implantların ve onların yerleştirildiği kemiğin davranışını belirlemek için gerçekleştirilen analizlere olan etkisi veya implantın ve kemiğin hasara uğrama ihtimalinin hesaplanması son yıllarda gerçekleştirilmeye başlanmıştır. Bu kapsamda biyomekanik alanında olasılığa dayalı yöntemlerin kullanılması son yıllarda önem kazanmıştır. Nicolella *et al.* 2001 üç boyutlu çimentolu kalça protezi modelinin analizinde malzeme özelliklerinde ve yüklemdeki belirsizliği dikkate almışlardır. Bah and Browne 2004 kemik çimentosunu hasara uğrama ihtimalinin hesaplamasında malzeme, yükleme ve geometriyi rastgele değişkenler olarak dikkate alarak hesaplamışlardır. Son yıllarda ise tasarım parametrelerindeki belirsizlik dikkate alınarak implantların optimum şekillerinin elde edilmesinde olasılığa dayalı yöntemler kullanılmıştır (Kayabasi and Ekici 2008) (Nicolella *et al.* 2006). Kemik malzemesindeki belirsizlikleri dikkate alan çalışmada Laz *et al.* 2006, 5 kadavraya ait BT görüntülerinden, HU değeri ile yoğunluk arasındaki ampirik ifadedeki katsayıları rastgele değişken olarak tanımlamışlardır. Femur kemiğin yük altındaki davranışında kemik malzemesindeki belirsizliğin etkisini olasılığa dayalı sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir.

Biyomekanik alanında yapılan bu çalışmalarda olasılığa dayalı analizlerde sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gerekli olan gerilme, şekil değiştirme gibi sonuçlar elde edilmektedir. Son yıllarda sonlu elemanlar programlarında olasılığa dayalı analizlerin eklenmesi ile daha geniş bir alanda uygulama imkanı ortaya çıkmıştır (Reh *et al.* 2006). Ancak bu çalışmalarda, özellikle olasılık hesaplamasında Monte Carlo gibi simülasyonların kullanılması durumunda hesaplama zamanı oldukça artmaktadır.

Easley *et al.* 2007 yaptığı çalışmada, kalça protezinin hasar olasılığı hesaplamasında 1000 Monte Carlo simülasyonu 17 saatlik zaman almıştır. Benzer olarak, Dopico-González *et al.* 2009 çimentosuz kalça protezinin hasar olasılığını hesaplamak için 10.000 Monte Carlo simülasyonu 3 gün sürdüğünü rapor etmişlerdir. Dolayısıyla olasılık analizi için gerekli hesaplama zamanını azaltarak daha kompleks modellerde analizlerin gerçekleşmesini temin etmek için, yanıt yüzey metodu kullanılmaktadır (Bucher and Bourgund 1990).

Bu yöntem ile zaman alan sonlu elemanlar analizi yerine genelde ikinci dereceden bir matematiksel model oluşturularak, elde edilen olasılık analizi yöntemlerinde kullanılmaktadır (Kaymaz and McMahon 2005). Böylece hesaplama zamanı azaltılmakta ve daha kompleks geometriye sahip modellerle çalışma imkanı temin edilmektedir.

Bu çalışmada mini vidanın performansına etki eden parametrelerdeki varyasyonlar dikkate alınarak olasılık esaslı analizler gerçekleştirilmiş ve takip eden bölümde verilmiştir. Deterministik analizde olduğu gibi, olasılık esaslı analizlerde izotropik ve sabit ortotropik malzeme modelleri dikkate alınmıştır. Hastaya-özel BT verilerinden ortotropik malzeme özelliklerinin rastgele değişken olarak tanımlanması istatistiksel olarak mümkün değildir zira tek bir örnek vardır. Ancak, $\rho - E$ arasındaki ilişkiyi tanımlayan ampirik ifadelerin katsayılarındaki belirsizlikleri dikkate alan çalışmalar yeni yeni yapılmaya başlanmıştır (Wille *et al.* 2012). Ancak henüz yaygın olarak kullanılacak şekilde tartışılmadığından bu çalışma kapsamında hastaya-özel ortotropik malzeme modeli rastgele değişken olarak tanımlanmamıştır.

4.2.2. Mandibulanın olasılık esaslı gerilme analizi

Mandibula üzerine yapılan çalışmalarda malzeme modelinde ve yüklemeye var olan varyasyonların dikkate alındığı çok az çalışma bulunmaktadır (Petrie and Williams 2007). Bu çalışmalar incelendiğinde, bu çalışma kapsamında mini vidanın performansını etkileyecek rastgele değişkenler olarak malzeme özellikleri ve uygulanan kuvvet dikkate alınmıştır. Bu çalışma kapsamında sadece izotropik malzeme özelliği değerleri dikkate alınarak olasılık esaslı gerilme analizleri gerçekleştirilmiş ve elde edilen sonuçlar takip eden bölümde verilmiştir.

4.2.2.a. İzotropik malzeme modeli

Mandibulaya monte edilmiş mini vidanın olasılık esaslı gerilme analizinde, deterministik gerilme analizinde dikkate alınan izotropik malzeme özelliği değerlerinde %10'luk varyasyonun etkisini incelemek için, rastgele değişkenler ve istatistiksel değerler Çizelge 4.3'de verilmiştir.

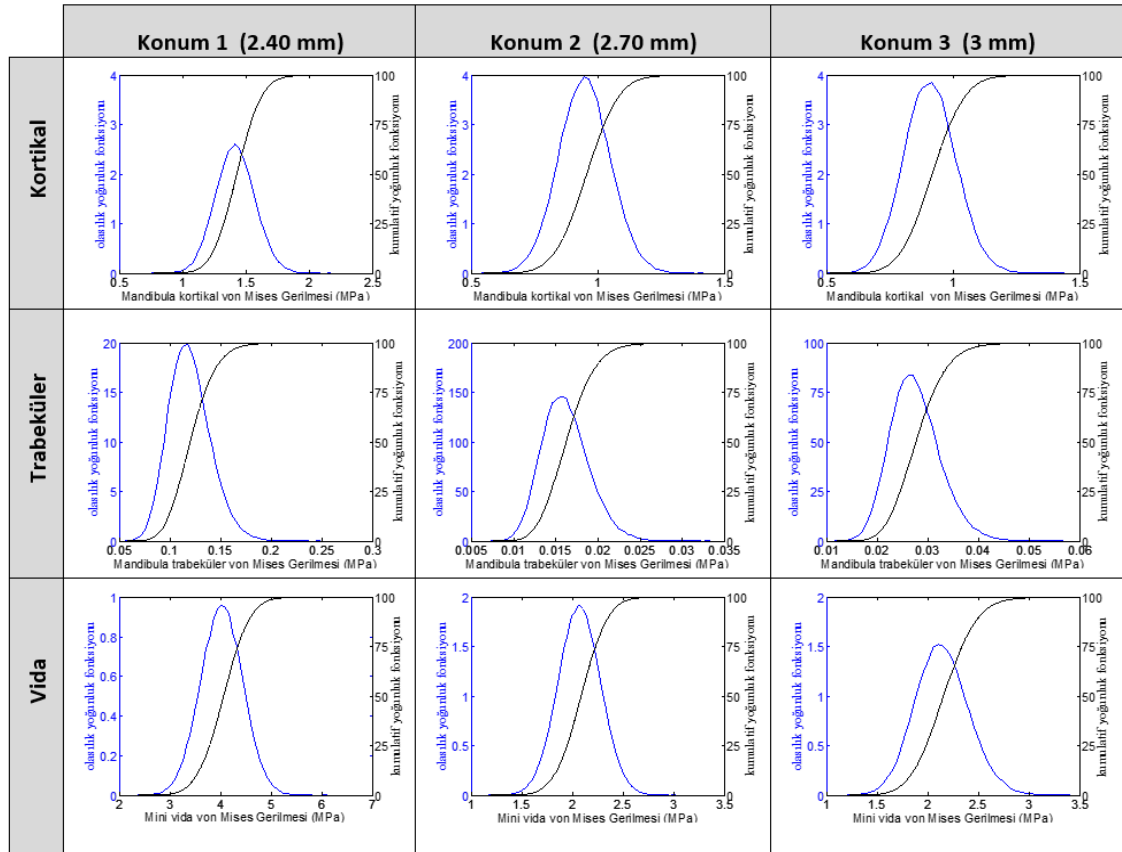
Çizelge 4.3. Mandibula mini vida analizinde dikkate alınan rastgele değişkenler

Elastisite Modülü (GPa)	Dağılım Tipi	Ortalama	Standart Sapma
Mandibula Kortikal	Lognormal	14	1,4
Mandibula Trabeküler	Lognormal	0,3	0,03
Mini Vida	Lognormal	110	11
Yükleme (N)	Normal	2	0,2

Olasılık esaslı gerilme analizleri mini vidanın üç farklı konumuna göre gerçekleştirilmiş ve analiz sonuçları olarak maksimum von Mises gerilmesi ile yer değiştirme değerlerine ait olasılık yoğunluk fonksiyonu ve kümülatif yoğunluk fonksiyonları elde edilmiş Şekil 4.13 ve Şekil 4.14'de sırasıyla verilmiştir.

Deterministik analizlerden elde edilen gerilme değerleri ortalama değerlere karşılık gelmektedir. Olasılık analizinin farkı olarak bu değerlerin standart sapma değerlerine

bağlı olarak bir dağılıma sahip olmasıdır. Dolayısıyla deterministik analizden elde edilen sonuçlar en fazla karşılaşılabilecek sonuçlar olmasına rağmen ortalama değerden daha büyük bir değer alma olasılığını da göstermektedir.



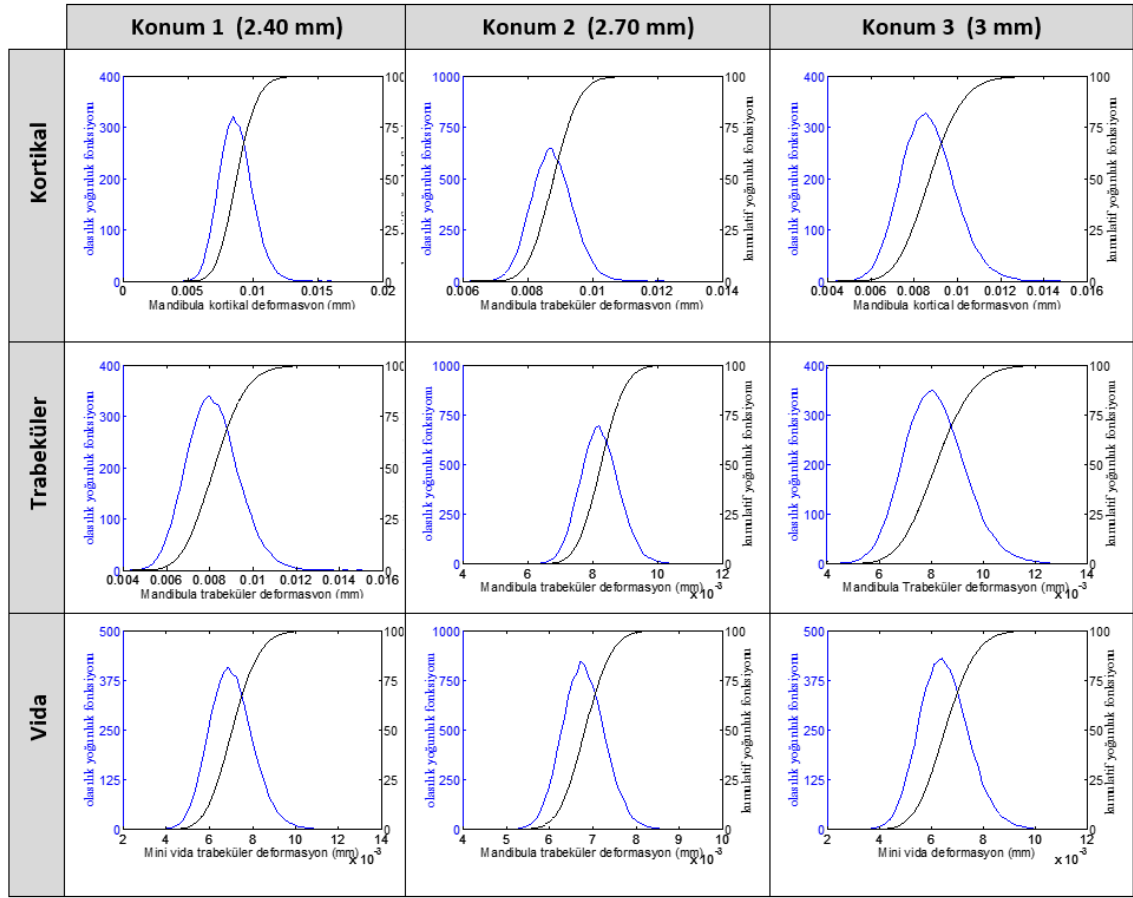
Şekil 4.13. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida von Mises gerilme büyüklüklerinin olasılık ve kümülatif yoğunluk fonksiyonları

Kortikal kemik için farklı mini vida konumuna göre von Mises gerilmesinin olasılık kümülatif fonksiyonu değerlendirildiğinde, kortikal kemik kalınlığının artması gerilme değerinin azalmasına rağmen olasılık fonksiyonlarının dağılımının değişmediği yani yakın standart sapmaya sahip olduğu görülmektedir. Benzer sonuçların, trabeküler kemik ve mini vida için de geçerli olduğu kümülatif dağılım fonksiyonlarında görülmektedir.

Mini vidada oluşan von Mises gerilmesinin dağılımı incelendiğinde, kortikal kalınlığının artması ile gerilme değerlerinde azalma görülmektedir. Mini vidada konum 1 durumunda oluşan von Mises gerilmesinin ortalama değeri 4 MPa civarında iken bu değer konum 2 ve konum 3’de yaklaşık 2MPa düştüğü görülmektedir. Ancak elde edilen kümülatif dağılım grafiklerinden de görüleceği gibi hem konum 2 ve hem de konum 3’de bu değerden daha yüksek bir gerilme değeri ile karşılaşma olasılığı da bulunmaktadır. Şekil 4.13’de verilen gerilme değerleri için yapılan değerlendirmeye benzer şekilde, Şekil 4.14’de mini vida monte edilmiş mandibuladaki yer değiştirme değerleri için de bir değerlendirme yapılabilir. Yani kortikal kalınlığı arttıkça mikro hareketliliğe yol açacak yer değiştirme değerleri Şekil 4.14’de verilen olasılık yoğunluk fonksiyonundan belirtilen ortalama değerlerini de azaltmaktadır.

Farklı kortikal kalınlıkları için, kortikal, trabeküler ve mini vidada oluşan yer değiştirme değerlerinde özellikle konum 1’de yani kortikal kalınlığın en az olduğu durumdaki yer değiştirmelerin diğer mini vida konumlarına göre daha büyük olduğu gözlemlenmektedir.

Mandibula modelinde her üç bileşende (kortikal, trabeküler ve mini vida) meydana gelen yer değiştirme değerlerinin olasılık dağılımlarının lognormal dağılıma yakın olduğu da görülmektedir. Bu durum deterministik analizden elde edilen sonuçlardan farklı olarak, girdi değişkenlerdeki varyasyonların, mini vida davranışının da rastgele bir değişken olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.14. Mandibula kortikal, trabeküler ve mini vida yer değiştirme büyüklüklerinin olasılık ve kümülatif yoğunluk fonksiyonları

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışma kapsamında, hasta bilgisayar tomografisi verisi yardımıyla implant yerleştirilecek kemiğin üç boyutlu modelinin elde edilmesi suretiyle kullanılacak implantın etki eden kuvvetler altında davranışı olasılık esaslı yöntemler ile incelenmiştir. Örnek uygulama olarak mandibulada mini vida uygulaması seçilmiştir. Böylelikle biyomekanik alanda yapılacak araştırmalarda mutlaka gerçekleştirilmesi gereken disiplinler arası çalışma Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti ABD ile bu çalışmada ortaya konmuştur.

Bu çalışmanın verilerini, mandibular gelişim yetersizliği şikâyetin tedavisi amacıyla Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti ABD ve Ağız Diş Çene Cerrahisi ABD kliniklerine başvuran 17 yaşındaki bir hastaya ait BT verileri oluşturmaktadır. Tedavi sürecinde ankraj özellikleri yüksek olan mini vidaların kullanılması hedeflenmiştir.

İmplantın yerleştirileceği kemik modeli, hastaya özel olarak üç boyutlu Bilgisayar Tomografi (BT) verileri kullanılarak MIMICS programı yardımıyla elde edilmiştir. Belirtildiği gibi, BT verilerinden Hounsfield Unit (HU) değerlerine bağlı olarak kemik modelinin elde edilmesinde ilgili hekimin yardımı, modellerin kemiğin geometrik yapısını uygunluğunu sağlamada da oldukça önemlidir. Bu amaçla mandibula modelinin elde edilmesinde ilgili hekimin yardımıyla HU değerleri seçilmiş ve model değerlendirilmiştir. Mini vidanın farklı kortikal kalınlıklarındaki mandibular bölgeye yerleştirilmesi de Dr. İlhan Metin DAĞSUYU ile birlikte gerçekleştirilmiş ve böylece operasyon bilgisayar ortamında simüle edilmiştir.

Çalışma kapsamında yapılan çalışmaların önemli başlıkları aşağıda maddeler halinde verilmiştir:

- Literatürde verilen modellerin aksine, kemik kortikal ve trabeküler ayrımı hasta BT

verileri yardımıyla mandibula için hastaya özel olarak modellenmiştir.

- Kemik yapısı gereği anizotrop olduğundan son yıllarda kemiğin ortotropik malzeme özelliği değerlerini veren bağıntılar deneyler neticesinde elde edilerek analizlerde kullanılmaya başlanmıştır. Bu çalışmada literatürde mandibula için verilen ancak BT Hounsifield değerine bağlı olmayan sabit ortotropik malzeme özellikleri kullanılarak sonlu elemanlar esaslı analizler gerçekleştirilmiştir. Buna ilaveten, son yıllarda yapılan çalışmalar neticesinde hasta BT verilerinden elde edilen HU değerleri kullanılarak ortotropik malzeme özellikleri kullanılmaya başlanmıştır. Bu kapsamda, bu çalışmada trabeküler kemiğe ait elastisite modülü değerleri ilgili bağıntılar kullanılarak hastaya özel olarak elde edilmiş ve sonlu elemanlar esaslı analizlerde kullanılmıştır.
- Bu çalışma kapsamında, mini vidanın yerleştirileceği, mekanik açıdan en uygun bölgeyi belirlemek için hasta BT verilerinden kortikal kalınlığını farklı olduğu 3 bölge belirlenmiş ve analizler bu bölgeler dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir.
- Bu çalışma kapsamında mini vidanın performansına etki eden parametrelerdeki varyasyonlar dikkate alınarak olasılık esaslı analizler gerçekleştirilmiştir. Deterministik analizde olduğu gibi, olasılık esaslı analizlerde izotropik malzeme modeli dikkate alınmıştır.

Hastaya-özel BT verilerinden ortotropik malzeme özelliklerinin rastgele değişken olarak tanımlanması istatistiksel olarak mümkün olmadığından hastaya özel ortotropik malzeme modeli ile olasılık esaslı analiz gerçekleştirilmemiştir.

Çalışma kapsamında gerçekleştirilen bu çalışmalardan elde edilen önemli sonuçlar aşağıda verilmiştir.

- Literatürde Motoyoshi *et al.* 2009a farklı kortikal kalınlıklarını (0,5-0,75-1-1,25 ve 1,5 mm) dikkate alarak suni bir model üzerinde çalışmalar gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada ise gerçek bir hastadan alınan mandibula görüntüsünde kortikal kemik kalınlığının farklı olduğu bölgelerde gerilme analizleri gerçekleştirilmiş ve benzer sonuçlar bulunmuştur.
- Mini vida uygulanmış mandibulanın sonlu elemanlar modeli üzerinde statik gerilme

analizi gerçekleştirilmiş ve uygulanan kuvvet neticesinde, mandibula kortikal trabeküler ve mini vidada meydana gelen von Mises gerilme dağılımları elde edilmiştir. Verilen sonuçlar incelendiğinde mini vidada oluşan en büyük von Mises gerilmeleri vidanın boyun kısmında meydana gelmektedir ve 4 MPa civarındadır. Bu sonuç literatürde belirtilen sonuçlar ile uyumludur (Ammar et al. 2011). Meydana gelen gerilmeler, mini vida malzemesinin akma gerilmesinin oldukça altında olduğundan vidada herhangi bir hasar oluşumunun meydana gelmeyeceği açıktır.

- Klinik vakalar incelendiğinde mini vida hasarından ziyade mini vida gevşemesinin hasara yol açtığı bilinmektedir ve yer değiştirme değerlerinin $150 \mu m$ aşmaması önerilmiştir (Chong 2002). Bu çalışmada maksimum yer değiştirme miktarı $10 \mu m$ civarında elde edilmiştir.
- Benzer olarak, kimi çalışmalarda gevşemeyi belirlerken dikkate alınan gerilme durumu da araştırılmış ve bu çalışmada mini vida gevşemesine neden olan kortikal ve trabeküler kemikteki gerilme dağılımı dikkate alınmıştır. Oluşan gerilme değerleri kortikal kemik için 1,5 MPa civarında iken bu değerler trabeküler kemik için 0,02 MPa gibi oldukça düşük değerlerdedir.
- Kortikal kemik kalınlığı arttıkça, hem kortikal kemikte ve hem de trabeküler kemikte von Mises gerilmesi düşmektedir. Dolayısıyla, klinik uygulamalarda en fazla görülen hasar durumu olan gevşemeye yol açacak etken azalmaktadır.
- Mini vidanın yerleştirileceği bölgedeki kortikal kalınlığının çok az bir miktar artması durumunda bile mini vidada oluşan gerilmenin önemli ölçüde azaldığı görülmüştür. Mini vida yer değiştirme değerlerinde de azalma olduğu görülmüştür.
- Ortotropik malzeme modelinin dikkate alındığı mandibula modelinde gerçekleştirilen analizlerde, izotropik malzeme modelinde olduğu gibi, mini vidada oluşan en büyük von Mises gerilmeleri vidanın boyun kısmında meydana gelmektedir. Meydana gelen gerilmeler, mini vida malzemesinin akma gerilmesinin oldukça altında olduğundan vidada herhangi bir hasar durumu meydana gelmeyeceği açıktır.
- Mandibula malzeme özelliklerinin ortotropik olarak dikkate alındığı analizlerden elde edilen yer değiştirme değerleri izotropik malzeme modelinden elde edilen yer değiştirme değerleri karşılaştırıldığında, vida konumlarına göre aynı davranışı göstermektedir ancak yer değiştirme değerleri çok az artmıştır.

- Mandibula modeli üzerinde gerçekleştirilen olasılık esaslı analizlerde, implant performansını gösteren en önemli sonuçlara ait olasılık dağılım fonksiyonları elde edilmiştir. Bu dağılım fonksiyonları dikkate alındığında, deterministik analiz sonuçları için yukarıda verilen yorumlar sonuçların ortalama değerleri üzerinden yapılmıştır. Ancak olasılık esaslı sonlu elemanlar analizi sonuçlar incelendiğinde, bu ortalama değerlerden farklı değer alma olasılığının sıfırdan farklı olduğu sonuçların kümülatif dağılım fonksiyonlarından görülmektedir. Bu sonuçlar, biyomekanik alanında yapılan analizlerde rastgele değişkenlerin mutlaka dikkate alınması gerektiğini ortaya koymaktadır.
- Bu çalışma kapsamında, mandibula modelindeki rastgele değişkenlerin standart sapma değerleri %10 civarında olacak şekilde dikkate alınmış olmasına rağmen elde edilen gerilme ve yer değiştirme değerlerindeki varyasyonlar önemli ölçüdedir.

Bu çalışmada önerilen hastaya özel verilerin kullanılması ve sonlu elemanlar esaslı analizlerin olasılık esaslı gerçekleştirilmesi ülkemizde biyomekanik alanında yapılan çalışmalar dikkate alındığında ilk araştırmalardan biri olmuştur. Hastaya özel bir implant tasarımı için vazgeçilmez olan disiplinler arası çalışma için gerekli alt yapı bilgilerinin oluşturulması bu çalışma sonucu ulaşılan en önemli katma değerlerden biridir. Ancak bu çalışma kapsamında yapılan çalışmalarda karşılaşılan önemli eksikler aşağıda verilmiştir:

- Kemiğin viskoelastik özellikleri kullanılarak doğrusal olmayan analizler ile implant-kemik etkileşimi gerçek davranışa daha yakın olarak elde edilebilir. Ancak bunun gerçekleştirilebilmesi için deneysel çalışmaların gerçekleştirilmesi gerekmektedir.
- Olasılık esaslı analizlerin gerçekleştirilebilmesi için rastgele değişken olarak belirlenmiş parametrelere ait istatistiksel analizlerin gerçekleştirilmesi gerekir. Ancak bir rastgele değişkenin olasılık yoğunluk fonksiyonunu ve bu fonksiyonu tanımlayan ortalama, standart sapma gibi büyüklüklerin belirlenmesi için deterministik analizlerin gerek duyduğu verilerden çok fazla sayıda veriye ihtiyaç duyulur ki, bu olasılığa dayalı analizlerin yaygın kullanılması önündeki en önemli engeldir.

Ancak, $\rho - E$ arasındaki ilişkiyi tanımlayan ampirik ifadelerin katsayılarındaki belirsizlikleri dikkate alan çalışmalar yeni yeni yapılmaya başlanmıştır (Wille *et al.* 2012). Ancak henüz yaygın olarak kullanılacak şekilde tartışılmadığından bu çalışma kapsamında hastaya-özel ortotropik malzeme modeli rastgele değişken olarak tanımlanmamıştır.

- Kemik yapısı itibari ile heterojen olmasına rağmen bu çalışmada, sonlu elemanlar tanımlamasında homojen olarak dikkate alınmıştır zira heterojen eleman tanımlamasının sonlu eleman modelinde her bir mesh elemanda farklı bir eleman oluşturmakta bu ise sonlu elemanlar analizini, mevcut bilgisayar imkânları kullanılarak yapılamaz hale getirmektedir.

Çalışmada yapılan ve yukarıda verilen sonuçlar değerlendirildiğinde bu alanda yapılacak ileri çalışmalar için öneriler aşağıda verilmiştir:

- Hastaya özel veriler yardımıyla ilgili kemiğin üç boyutlu modelinin elde edilmesinde mutlaka ilgili hekimin de görüşü alınmalıdır.
- Hastaya özel verilerin kullanılarak implant performansını değerlendirilmesi gittikçe önem kazanmasına rağmen, hasta BT verilerinden 3B model oluşturma işlemi, bu amaçla geliştirilmiş yazılımlar olmasına rağmen en fazla zaman alan ve uzmanlık gerektiren alan olarak, hastaya özel implant uygulamalarındaki en önemli sorunlardan birisidir.
- Her ne kadar bu çalışma kapsamında kemik özelliği anizotrop olarak dikkate alınsa da daha gerçekçi bir model için kemiğin viskoz olarak tanımlanması gerekmektedir. Zira zamanla kemiğin malzeme özelliklerinde değişiklik olmaktadır. Ancak literatürde, bu çalışma kapsamında gerçekleştirilen analizlerde kullanılabilir şekilde yayınlanmış ve doğrulanmış model bulunmamaktadır. Bu konuda yapılacak çalışmalar, implant-kemik etkileşimini daha doğru olarak belirlemede oldukça önemli bir yere sahip olacaktır.
- Bu çalışma kapsamında yapılan analizler statik gerilme analizleridir. Ancak, implant yerleştirilmiş hastaların aktiviteleri dikkate alındığında, implanta ve kemiklere

gelecek yükleme biçimi değişken olacağından yorulma analizinin gerçekleştirilmesi daha uygun olacaktır.

KAYNAKLAR

- ACR-NEMA, 1993. National Electrical Manufacturers Association, Digital imaging and communication in medicine (DICOM). ACR-NEMA Committee, 3.
- Ammar, H.H., Ngan, P., Crout, R.J., Mucino, V.H. and Mukdadi, O.M., 2011. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139 (1), e59-e71.
- Anonymous-1., Periodontal Ligament, http://www.studiodentaire.com/en/glossary/periodontal_ligament.php, (08.04.2013).
- Anonymous-2., Britannica Human Body: Mandible <http://global.britannica.com/EBchecked/media/101309/The-mandible>, (20.10.2012).
- Anonymous-3., Periodontal Ligament, http://www.curetoothdecay.com/Tooth_Decay/periodontal_ligament.htm, (20.04.2013).
- Antiga, L., Piccinelli, M., Botti, L., Ene-Iordache, B., Remuzzi, A. and Steinman, D.A., 2008. An image-based modeling framework for patient-specific computational hemodynamics. *Medical & biological engineering & computing*, 46 (11), 1097-1112.
- Austman, R.L., Milner, J.S., Holdsworth, D.W. and Dunning, C.E., 2008. The effect of the density–modulus relationship selected to apply material properties in a finite element model of long bone. *Journal of biomechanics*, 41 (15), 3171-3176.
- Bah, M. and Browne, M., 2004. Failure of the cement mantle in hip implants: a probabilistic approach. *Orthopaedic Research Society*.
- Barker, D., Netherway, D.J., Krishnan, J. and Hearn, T.C., 2005. Validation of a finite element model of the human metacarpal. *Medical engineering & physics*, 27 (2), 103-113.
- Bessho, M., Ohnishi, I., Matsuyama, J., Matsumoto, T., Imai, K. and Nakamura, K., 2007. Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method. *Journal of biomechanics*, 40 (8), 1745-1753.
- Bucher, C. and Bourgund, U., 1990. A fast and efficient response surface approach for structural reliability problems. *Structural safety*, 7 (1), 57-66.
- Ceydeli, N., 2000. Radyolojik görüntüleme tekniği. Ege Üniversitesi.
- Chang, T.-W., Yang, C.-T., Liu, Y.-L., Chen, W.-C., Lin, K.-J., Lai, Y.-S., Huang, C.-H., Lu, Y.-C. and Cheng, C.-K., 2011. Biomechanical evaluation of proximal tibial behavior following unicondylar knee arthroplasty: modified resected surface with corresponding surgical technique. *Medical engineering & physics*, 33 (10), 1175-1182.
- Chong, W., 2002. Immediate loading. *Implant Dentistry*, 11 (4), 315-316.
- Ciarelli, M., Goldstein, S., Kuhn, J., Cody, D. and Brown, M., 1991. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *Journal of Orthopaedic Research*, 9 (5), 674-682.

- Cong, A., Buijs, J.O.D. and Dragomir-Daescu, D., 2011. *In situ* parameter identification of optimal density–elastic modulus relationships in subject-specific finite element models of the proximal femur. *Medical engineering & physics*, 33 (2), 164-173.
- Cope, J.B., 2005. Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift, *Seminars in Orthodontics*. Elsevier, pp. 3-9.
- Ditlevsen, O. and Madsen, H.O., 1996. *Structural reliability methods*, 178. Citeseer.
- Easley, S.K., Pal, S., Tomaszewski, P.R., Petrella, A.J., Rullkoetter, P.J. and Laz, P.J., 2007. Finite element-based probabilistic analysis tool for orthopaedic applications. *Computer methods and programs in biomedicine*, 85 (1), 32-40.
- FDA, 2011. “What are the Radiation Risks from CT?” (25.04.2011).
- Frankel, V.H., Burstein, A.H. and Brooks, D.B., 1971. Biomechanics of internal derangement of the knee Pathomechanics as determined by analysis of the instant centers of motion. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 53 (5), 945-977.
- Fung, Y., 1993. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. 1993. Springer-Verlag.
- Galante, J., Rostoker, W. and Ray, R., 1970. Physical properties of trabecular bone. *Calcified tissue research*, 5 (1), 236-246.
- Galibarov, P., Prendergast, P. and Lennon, A., 2010. A method to reconstruct patient-specific proximal femur surface models from planar pre-operative radiographs. *Medical engineering & physics*, 32 (10), 1180-1188.
- GE-Health-Care, 2009. *Solving the High Image Quality with Low Radiation Dose Paradox*, A GE Healthcare CT publication, pp. 50-52.
- Gracco, A., Cirignaco, A., Cozzani, M., Boccaccio, A., Pappalettere, C. and Vitale, G., 2009. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *The European Journal of Orthodontics*, 31 (1), 12-20.
- Graham, R., Perriss, R. and Scarsbrook, A., 2005. DICOM demystified: a review of digital file formats and their use in radiological practice. *Clinical radiology*, 60 (11), 1133-1140.
- Hangartner, T.N. and Gilsanz, V., 1996. Evaluation of cortical bone by computed tomography. *Journal of bone and mineral research*, 11 (10), 1518-1525.
- Helgason, B., Perilli, E., Schileo, E., Taddei, F., Brynjólfsson, S. and Viceconti, M., 2008. Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review. *Clinical Biomechanics*, 23 (2), 135-146.
- Hounsfield, G., 1979. Nobel lecture. Nobelprize. org website.
- Huiskes, R., Verdonschot, N. and Nivbrant, B., 1998. Migration, stem shape, and surface finish in cemented total hip arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*, 355, 103-112.
- Jun, Y. and Choi, K., 2010. Design of patient-specific hip implants based on the 3D geometry of the human femur. *Advances in Engineering Software*, 41 (4), 537-547.
- Kaneko, T.S., Bell, J.S., Pejčić, M.R., Tehranzadeh, J. and Keyak, J.H., 2004. Mechanical properties, density and quantitative CT scan data of trabecular bone with and without metastases. *Journal of biomechanics*, 37 (4), 523-530.
- Kayabasi, O. and Ekici, B., 2008. Probabilistic design of a newly designed cemented hip prosthesis using finite element method. *Materials & Design*, 29 (5), 963-971.

- Kaymaz, I. and McMahon, C.A., 2005. A response surface method based on weighted regression for structural reliability analysis. *Probabilistic Engineering Mechanics*, 20 (1), 11-17.
- Kaymaz, I. and Sadeler, R., 2002. Mühendislik tasarımında olasılığa dayalı tasarım yöntemlerinin kullanımı. *Makine Tasarım ve İmalat Dergisi*, 4 (4), 248-258.
- Keaveny, T.M. and Bartel, D.L., 1993. Effects of porous coating and collar support on early load transfer for a cementless hip prosthesis. *Journal of biomechanics*, 26 (10), 1205-1216.
- Keller, T.S., 1994. Predicting the compressive mechanical behavior of bone. *Journal of biomechanics*, 27 (9), 1159-1168.
- Keyak, J., Lee, I. and Skinner, H., 1994. Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: use of different densitometric measures. *Journal of Biomedical Materials Research*, 28 (11), 1329-1336.
- Kober, C., Stübinger, S., Erdmann, B., Hellmich, C., Radtke, T., Sader, R., Zeilhofer, H.-F. and Strategien, D.M.B.K.-M., 2005. Finite Element Simulation of the Human Mandible: The Influence of the PDL on its Structural Behaviour.
- Krone, R. and Schuster, P., 2006. An Investigation on the Importance of Material Anisotropy in Finite-Element Modeling of the Human Femur, *Proceedings from 2006 SAE World Congress: Detroit, Michigan*.
- Liao, S.-H., Zou, B.-J., Geng, J.-P., Wang, J.-X. and Ding, X., 2011. Physical modeling with orthotropic material based on harmonic fields. *Computer methods and programs in biomedicine*.
- Lin, C.-L., Yu, J.-H., Liu, H.-L., Lin, C.-H. and Lin, Y.-S., 2010. Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *Journal of biomechanics*, 43 (11), 2174-2181.
- Lin, T.-S., Tsai, F.-D., Chen, C.-Y. and Lin, L.-W., 2013. Factorial analysis of variables affecting bone stress adjacent to the orthodontic anchorage mini-implant with finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 143 (2), 182-189.
- Lotz, J.C., Gerhart, T.N. and Hayes, W.C., 1990. Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: a quantitative CT study. *Journal of computer assisted tomography*, 14 (1), 107-114.
- Maloul, A., Fialkov, J. and Whyne, C., 2011. The impact of voxel size-based inaccuracies on the mechanical behavior of thin bone structures. *Annals of biomedical engineering*, 39 (3), 1092-1100.
- Martin, R.B., Burr, D.B. and Sharkey, N.A., 1998. *Skeletal tissue mechanics*. Springer Verlag.
- McBroom, R., Hayes, W., Edwards, W., Goldberg, R. and White, A., 1985. Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. *J Bone Joint Surg Am*, 67 (8), 1206-1214.
- McElhaney, J., Fogle, J., Byars, E. and Weaver, G., 1964. Effect of embalming on the mechanical properties of beef bone. *Journal of Applied Physiology*, 19 (6), 1234-1236.
- MIMICS, 2012. Materialise.
- Morgan, E.F., Bayraktar, H.H. and Keaveny, T.M., 2003. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of biomechanics*, 36 (7), 897-904.

- Motoyoshi, M., Inaba, M., Ono, A., Ueno, S. and Shimizu, N., 2009a. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 38 (1), 13-18.
- Motoyoshi, M., Ueno, S., Okazaki, K. and Shimizu, N., 2009b. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth-3D finite element analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 38 (4), 363-368.
- Neal, M.L. and Kerckhoffs, R., 2010. Current progress in patient-specific modeling. *Briefings in bioinformatics*, 11 (1), 111-126.
- Nicolella, D.P., Thacker, B.H., Katoozian, H. and Davy, D.T., 2001. Probabilistic risk analysis of a cemented hip implant. *ASME-PUBLICATIONS-BED*, 50, 427-428.
- Nicolella, D.P., Thacker, B.H., Katoozian, H. and Davy, D.T., 2006. The effect of three-dimensional shape optimization on the probabilistic response of a cemented femoral hip prosthesis. *Journal of biomechanics*, 39 (7), 1265-1278.
- Önçağ, G., 2010. Ortodontide Mini Vida Uygulamalarında Temel Kavramlar. *Ege Üni. Dış Hek. Fak. Derg*, 31 (2), 61-68.
- Paik, C.-H., 2009. *Orthodontic miniscrew implant: clinical applications*. Elsevier Health Sciences.
- Peng, L., Bai, J., Zeng, X. and Zhou, Y., 2006. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Medical engineering & physics*, 28 (3), 227-233.
- Pérez, M., Fornells, P., Doblaré, M. and García-Aznar, J., 2010. Comparative analysis of bone remodelling models with respect to computerised tomography-based finite element models of bone. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13 (1), 71-80.
- Perillo-Marcone, A., Alonso-Vazquez, A. and Taylor, M., 2003. Assessment of the effect of mesh density on the material property discretisation within QCT based FE models: a practical example using the implanted proximal tibia. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering*, 6 (1), 17-26.
- Petrie, C.S. and Williams, J.L., 2007. Probabilistic analysis of peri-implant strain predictions as influenced by uncertainties in bone properties and occlusal forces. *Clinical Oral Implants Research*, 18 (5), 611-619.
- Pianykh, O., 2008. *Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM)-A Practical Introduction and Survival Guide*. Springer.
- Reh, S., Beley, J.-D., Mukherjee, S. and Khor, E.H., 2006. Probabilistic finite element analysis using ANSYS. *Structural safety*, 28 (1), 17-43.
- Rho, J., Hobatho, M. and Ashman, R., 1995. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical engineering & physics*, 17 (5), 347-355.
- Ricotta, J.J., Pagan, J., Xenos, M., Alemu, Y., Einav, S. and Bluestein, D., 2008. Cardiovascular disease management: the need for better diagnostics. *Medical & biological engineering & computing*, 46 (11), 1059-1068.
- Spears, I.R., Pfliegerer, M., Schneider, E., Hille, E. and Morlock, M.M., 2001. The effect of interfacial parameters on cup–bone relative micromotions: A finite element investigation. *Journal of biomechanics*, 34 (1), 113-120.

- Taddei, F., Cristofolini, L., Martelli, S., Gill, H. and Viceconti, M., 2006. Subject-specific finite element models of long bones: an in vitro evaluation of the overall accuracy. *Journal of biomechanics*, 39 (13), 2457-2467.
- Triaca, A., Minoretti, R. and Merz, B., 2004. Treatment of mandibular retrusion by distraction osteogenesis: a new technique. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42 (2), 89-95.
- Varghese, B., Short, D., Penmetsa, R., Goswami, T. and Hangartner, T., 2011. Computed-tomography-based finite-element models of long bones can accurately capture strain response to bending and torsion. *Journal of biomechanics*, 44 (7), 1374-1379.
- Verdonschot, N., Huiskes, R. and Freeman, M., 1993. Pre-clinical testing of hip prosthetic designs: a comparison of finite element calculations and laboratory tests. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 207 (3), 149-154.
- Wille, H., Rank, E. and Yosibash, Z., 2012. Prediction of the mechanical response of the femur with uncertain elastic properties. *Journal of biomechanics*, 45 (7), 1140-1148.
- Wirtz, D.C., Schiffers, N., Pandorf, T., Radermacher, K., Weichert, D. and Forst, R., 2000. Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *Journal of biomechanics*, 33 (10), 1325-1330.
- Yalçın, T., 2006. İnsan Alt Çenesindeki Yüklemelerin Eklem Bölgesindeki Etkilerinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi Thesis, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir.
- Yosibash, Z. and Trabelsi, N., 2009. Patient-Specific Simulation of the Proximal Femur's Mechanical Response Validated by Experimental Observations, 13th International Conference on Biomedical Engineering. Springer, pp. 2019-2022.

ÖZGEÇMİŞ

6 Ocak 1987 tarihinde Kars Arpaçay'da dünyaya geldi. İlköğrenimini Kars Gazi İlkokulunda, orta öğrenimini Kars Anadolu Lisesinde ve lise öğrenimini ise Kars Fen Lisesinde tamamladı. 2009 yılında Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümünden mezun oldu.

2011 yılında Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Konstrüksiyon-İmalat Ana Bilim Dalında Yüksek Lisans eğitimine başladı.