

**DİSTRAKSİYON OSTEOGENEZİSİNDE
SANAL TEDAVİ**

Abdullah Tahir ŞENSOY

**Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı
Prof. Dr. İrfan KAYMAZ
2014
Her hakkı saklıdır**

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

DİSTRAKSİYON OSTEONEZİSİNDE SANAL TEDAVİ

Abdullah Tahir ŞENSOY

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

ERZURUM
2014

Her hakkı saklıdır



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



TEZ ONAY FORMU

DİSTRAKSİYON OSTEOGENEZİSİNDE SANAL TEDAVİ

Prof. Dr. İrfan KAYMAZ'ın danışmanlığında, Abdullah Tahir ŞENSOY tarafından hazırlanan bu çalışma 23/01/2014 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans tezi olarak **oybirliği** ile kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. İrfan KAYMAZ

İmza

Üye : Prof. Dr. Akgün ALSARAN

İmza

Üye : Prof. Dr. Ümit ERTAŞ

İmza

Yukarıdaki sonucu onaylıyorum

Prof. Dr. İhsan EFEOĞLU
Enstitü Müdürü

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

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DİSTRAKSİYON OSTEONEZİSİNDE SANAL TEDAVİ

Abdullah Tahir ŞENSOY

Atatürk Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. İrfan KAYMAZ

Alt çene geriliği vakalarında sıklıkla uygulanan distraksiyon osteonezisi iskeletsel deformitelerin rekonstrüksiyonu için kullanılan cerrahi bir işlemdir. İşlem, cerrahi olarak oluşturulan kırıklar vasıtasıyla, kemik yapı ve etrafındaki yumuşak dokunun eş zamanlı olarak kontrollü ve kademeli hareketinden ibarettir. Ancak kesi hattının lokasyonu hususu cerrahın tercihinine bağlıdır. İlgili uzvun anatomik yapısı kişiden kişiye değişeceğinden, kesi hattının objektif bir şekilde saptanması, tahminden kaynaklanacak post-operatif patolojinin minimize edilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada cerrahi müdahale öncesi, hastaya özel cerrahi prosedürün belirlenmesinde kolaylık ve öngörü sağlanması amacıyla, hastanın ilgili anatomik uzvunun bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak hastaya özel üç boyutlu kemik modeli oluşturulmuştur. Mandibula, trabeküler ve kortikal olmak üzere 2 ayrı katman olarak, dişler ve mandibula ise birbirlerinden ayrı olarak modellenmiştir. Bu sayede modelleme kaynaklı hataların en aza indirilmesi, mandibula modelinin gerçeğe en yakın şekilde elde edilmesi hedeflenmiştir. Sanal ortodontik tedavi uygulanan mandibular ve maksiller dişlerin düzeltilmesi neticesinde overjet mesafesi (mandibular ve maksiller kesici dişler arasındaki uzaklık) ayarlanmış, distraksiyon sınırları genişletilmiştir. Model kontrolü ve ölçümünden elde edilen veriler ışığında, kesi hattı hesaplamalı olarak belirlenmiştir. Mandibular distraktör modellenmesine müteakip, distraktörlerin modellere montajı gerçekleştirilmiştir. Sonlu Elemanlar programı kullanılarak kallusta oluşan deplasman ve gerilme dağılımlarının kemikleşmemiş kallus döneminde 3 farklı cerrahi kesi hattı (optimum, posterior, anterior) için analizi yapılmıştır. Distraksiyon osteonezisi kesi hattının optimum lokasyonunun belirlenmesi, ameliyat sonrası süreçteki patolojilerin (ideal olmayan kapanış, kallus instabilizasyonu, düzensiz gerilme dağılımları vs.) minimize edilmesi açısından ciddi önem arz etmektedir. Bu bağlamda, tez sonuçlarının interdisipliner bir yaklaşım içerisinde ilgili cerrahi birimlerle birlikte değerlendirilmesi; post-operatif bakımdan hasta konforu, pre-operatif bakımdan ise cerrah için oldukça değerlidir.

2014, 61 sayfa

Anahtar Kelimeler: Sanal Tedavi, Osteotomi Hattının Optimizasyonu, Mandibular Retrognati, Mandibular Distraksiyon Osteonezisi, Bilateral Sagittal Split Osteotomi, Biyomekanik, Sonlu Elemanlar Analizi

ABSTRACT

Master Thesis

VIRTUAL TREATMENT FOR DISTRACTION OSTEOGENESIS

Abdullah Tahir ŞENSOY

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

Supervisor: Prof. Dr. İrfan KAYMAZ

Distraction osteogenesis is a surgical procedure which is frequently used for mandibular skeletal retrognathia cases in order to correct skeletal deformities. This process involves controlled and gradual movement of surgically fractured bones and accompanying soft tissues. However, the osteotomy region depends on the surgeons' preference. Since the shape of the related anatomic part may differ in each patient, osteotomy region should be localized objectively to minimize the post-operative pathology that results from prediction. In this study, teeth and mandible were modelled separately, and also the latter was obtained as cortical and trabecular bones. Thus, errors resulting from modeling could be minimized so as to achieve the most realistic model of the mandible. Patient-specific 3D bone model was created by using computed tomography images of the individual patient in order to provide ease and prediction of assessment of the patient-specific surgical procedure before the surgical operation. Alignment of mandibular and maxillary anterior teeth using virtual orthodontic treatment increased overjet and the limit of the distraction. Osteotomy line was computationally determined by the data derived from the model checking and measurement processes. After designing mandibular distractors, they were assembled to the models. Displacements and stress distributions for 3 different osteotomy lines (optimum, posterior, anterior) were analysed for the soft callus period by using a finite element method software. Assessment of the optimal level of the distraction osteogenesis has a great importance in order to minimize the post-operative pathologies such as callus instability, malocclusion of teeth, irregular stress distributions, ect. In this context, discussing the results of this thesis with the surgical units in an interdisciplinary approach is very valuable for patient comfort in terms of post-operative, also for the surgeon in terms of pre-operative.

2014, 61 pages

Keywords: Virtual Treatment, Optimisation of Osteotomy Line, Mandibular Retrognathia, Mandibular Distraction Osteogenesis, Bilateral Sagittal Split Osteotomy, Biomechanics, Finite Element Analysis

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince desteğini, yardımı ve ilgisini esirgemeyen tez danışmanım Sayın Prof. Dr. İrfan KAYMAZ'a namütenahi teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca her daim desteğini yüreğimde hissettiğim canım ablam Sümeyye ŞENSOY KARA'ya ve aileme,

Yaptığım çalışmada bana yol gösteren Sayın Prof. Dr. Ümit ERTAŞ'a ve Sayın Yrd. Doç. Dr. Ali KİKİ'ye, kadim dostum Sayın Agah BAYRAKÇI'ya, Sayın Dr. Mamadou BAH'a, Sayın Prof. Dr. Akgün ALSARAN'a, Sayın Yrd. Doç. Dr. İlhan Metin DAĞSUYU'na, Sayın Arş. Gör. M. Raci AYDIN'a, Sayın Arş. Gör. M. Fatih ŞANSVEREN'e, Sayın Arş. Gör. İlhan ÇELİK'e, Sayın Arş. Gör. Sinan MARAŞ'a, Sayın Arş. Gör. Recep ÇATAR'a, Biyomekanik grubu çalışma arkadaşlarımdan Sayın Öğr. Gör. Fatih MEDETALİBEYOĞLU'na, Sayın Arş. Gör. İsmail Hakkı KORKMAZ'a, Sayın Arş. Gör. Halim KOVACI'ya teşekkür ederim.

Abdullah Tahir ŞENSOY

Ocak, 2014

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ÖZETLERİ.....	5
2.1. Problemin Tanımı	5
2.2. Mandibular Retrognati ve Prognatide Uygulanan Klinik Yöntemler	6
2.3. Sonlu Elemanlar Metodu ve Biyomekanikteki Uygulamaları	9
2.3.1. Sonlu elemanlar metodu	9
2.3.2. Biyomekanikteki Sonlu Elemanlar Uygulamaları	10
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	16
3.1. Görüntüleme Teknolojileri Ve Bilgisayarlı Tomografi	16
3.1.1. BT verisinin temini	16
3.1.2. BT verisinin işlenmesinde kullanılabilecek yöntem ve yazılımlar	17
3.1.2.a. ScanIP (ve +Cad modülü) ile yapılan modellemeler:	17
3.1.2.b. MIMICS (ve 3matic modülü) ile yapılan modellemeler	19
3.1.2.c. (ScanIP,+cad) ve (Mimics,3Matic) yazılımlarının karşılaştırılması	20
3.2. BT Verisinin MIMICS Yazılımında İşlenmesi, Modellenmesi ve Sonlu Elemanlar Analizine Hazırlanması	21
3.2.1. BT verisinin MIMICS yazılımına aktarılması (Import)	21
3.2.2. Ayırıştırma (Segmentation)	22
3.2.2.a. Profil çizgisi (Profil Line) ile ön değerlendirme	22
3.2.2.b. Çalışma aralığının tespiti (Thresholding)	23
3.2.2.c. Bölge geliştirme (Region Growing)	23
3.2.3. Model oluşturma	24
3.2.4. Malzeme özelliklerinin tayini	28

3.3. Mandibular Distraktör Tasarımı	29
3.4. Sanal Tedavi.....	30
3.4.1. Üç boyutlu katı modele sanal ortodontik tedavi uygulanması	30
3.4.2. Model kontrolü ve ölçümü	31
3.4.3. Optimum kesi hattının belirlenmesi.....	32
3.4.4.a. Kallusun modellenmesi	36
3.4.4.b. Mandibular distraktörün modele montajı.....	37
3.4.5. Sanal cerrahi alternatiflerinin ideal kapanış açısından incelenmesi	39
3.5. Sanal Post-Operatif Modellerin Analizi	40
3.5.1. Modelin sonlu elemanlar modeline dönüştürülmesi.....	41
3.5.2. Sonlu elemanlar modellerinin mesh kalitelerinin kontrolü	44
3.5.3. Sınır şartlarının girilmesi	47
3.5.4. Sanal cerrahi alternatiflerinin gerilme ve deplasmanlar açısından incelenmesi	48
4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	56
4.1. Toplam Deplasman Değerleri	56
4.2. Elastik Birim Uzama (Strain) Değerleri	56
4.3. Von-Mises Eşdeğer Gerilme (Stress) Değerleri.....	56
5. SONUÇLAR ve TARTIŞMA.....	57
KAYNAKLAR.....	60
ÖZGEÇMİŞ.....	62

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

3B	3 Boyutlu
BSSO	Bilateral Sagital Split Osteotomi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
DICOM	Digital Imaging And Cominication in Medicine
DO	Distraksiyon Osteogenezisi
E	Elastisite Modülü
FEM	Sonlu Elemanlar Metodu (Finite Element Method)
GPa	Gigapascal
HU	Hounsfield Sayısı
IVRO	Intraoral Vertikal Ramus Osteotomi
MPa	Megapascal
N	Newton
PLLA	Poli-L-Laktik Asit
SSRO	Sagital Split Ramus Osteotomi
ν	Poisson Oranı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Alt çene kemiğinin bölümleri	1
Şekil 1.2. Kondil ve çevresindeki anatomik bölgeler	1
Şekil 1.3. Anatomik düzlem ve eksenler	2
Şekil 1.4. Bilateral sagittal split osteotomi	2
Şekil 1.5. Distraksiyon Osteogenesisi	3
Şekil 2.1. (a) Distraksiyon sonrası açık kapanış (b) Distraktörün çıkarılmasının ardından dikey konumlandırılmış lastikler vasıtasıyla kapanışın düzeltilmesi.....	5
Şekil 2.2. (a) 1. ve 2. Gruplarda 1 yıllık periyotta oluşan relaps (b) 3. ve 4. Gruplarda 1 yıllık periyotta oluşan relaps	7
Şekil 2.3. Ramusun kalınlığını ve vertikal boyutunu (yeşil), lingula seviyesinin kortikal ve trabeküler kemik katmanlarının birleşim noktasına olan dikey uzaklığını (sarı) gösteren gösteren kesitler.....	8
Şekil 2.4. Belirlenen osteotomi hattı (1) Obwegeser-Dal Pont metoduyla, (2) Obwegeser motoduyla, (3) IVRO metoduyla	9
Şekil 2.5. Elemanlar ve düğüm numaraları.....	9
Şekil 2.6. Çubuk, alan ve hacim elemanlar	10
Şekil 2.7. BSSO ile 10 mm. geri konumlandırılan mandibula için minivida konum konfigürasyonları	11
Şekil 2.8. Üçgenel konum konfigürasyonundaki 3 minividanın sonlu elemanlar modeli.....	11
Şekil 2.9. Dört farklı mesh seviyesiyle uygulanan adaptif mesh yakınsama testleri	12
Şekil 2.10. (a) Fotoelastik model, (b) CAD modeli, (c) FEM modeli ve kontrol eğrisi, (d) Modeldeki bölgeler, (e) Ana geometrik boyutlar	13
Şekil 2.11. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan kuvvet ve mesnetler	13
Şekil 2.12. (a) Normal mandibula modeli (b) mandibular protrüzyon (retrognati) modeli (c) Mandibular protrüzyon sonrası sanal cerrahi (d) Cerrahiden 6 ay sonraki model.....	14

Şekil 2.13. (a) Fleksör (Açma) grup kasların etkisinde (b) Normal durumda mandibuladaki gerilme dağılımı (c) Sanal cerrahi sonrası gerilme dağılımı (d) Mandibular osteotomi(Alt çene kemiği kesisi) sonrası gerilme dağılımı	15
Şekil 3.1. ScanIP ve Ansys Workbench'te yapılan modellemeler	18
Şekil 3.2. MIMICS, 3Matic ve Ansys Workbench'te yapılan modellemeler	19
Şekil 3.3. MIMICS dosyasının oluşturulması	21
Şekil 3.4. Profil çizgisi ile ön değerlendirme	22
Şekil 3.5. Çalışma aralığının tespiti.....	23
Şekil 3.6. Bölge geliştirme	24
Şekil 3.7. Üç boyutlu mandibula taslak modeli	24
Şekil 3.8. Cavity Fill.....	25
Şekil 3.9. (a) Mandibula maskesi kesiti (Kortikal+Trabeküler) (b) Kortikal Kemik (c) Segmentasyon	26
Şekil 3.10. (a) Mandibula katı modeli (b) Trabeküler kemik (c) Trabeküler ve kortikal kemikler	27
Şekil 3.11. (a) Dişler (b) Trabeküler kemik ve dişler (c) Mandibula modeli (d) Mandibula modeli saydam görünüş	27
Şekil 3.12. a) Ortodontik tedavi öncesi ön görünüş görünüş (b) Ortodontik tedavi öncesi alt görünüş (c) Ortodontik tedavi öncesi sağ görünüş (d) Ortodontik tedavi öncesi sol görünüş (e) Ortodontik tedavi öncesi saydam görünüş.....	28
Şekil 3.13. Distraktör tasarımı.....	29
Şekil 3.14. (a) Mandibular yüzeyden geçirilen düzlem (b) Düzlem açılarına göre revize edilmiş modifiye distraktör.....	29
Şekil 3.15. (a) Çekim Öncesi (b) Çekimin ardından	30
Şekil 3.16. (a) Ortodontik tedavi sonrası önden görünüş (b) Ortodontik tedavi sonrası alttan görünüş (c) Ortodontik tedavi sonrası sağ görünüş (d) Ortodontik tedavi sonrası sol görünüş.....	30
Şekil 3.17. Posterior kesici dişler arasındaki (a) ortodontik tedavi öncesi (b) ortodontik tedavi sonrası overjet mesafeleri.....	31
Şekil 3.18. Kesici dişlerin oklüzal düzlemle olan açısal ilişkisi	32

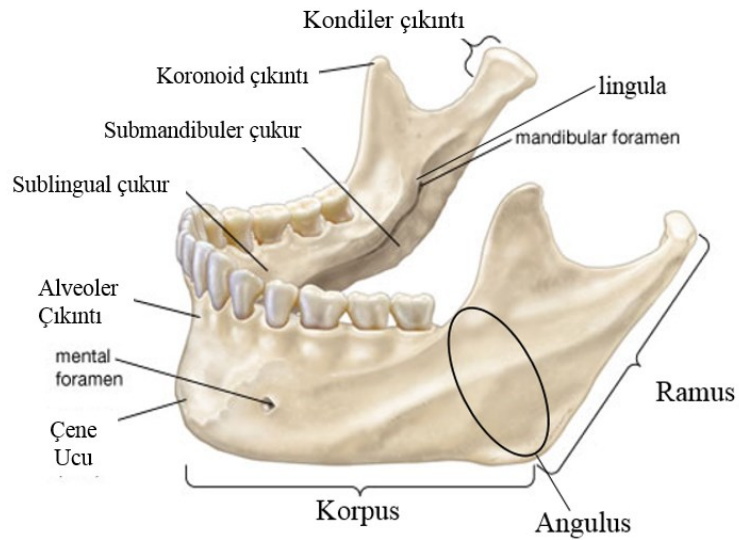
Şekil 3.19. Oklüzal düzleme dik olarak tanımlanan düzlem.....	33
Şekil 3.20. Distraksiyon vektörü	33
Şekil 3.21. Ön-arka yöndeki diş kapanış ilişkisi	34
Şekil 3.22. 2. Modele ait düzlemler.....	35
Şekil 3.23. 3. Modele ait düzlemler.....	36
Şekil 3.24. Kallus modeli.....	37
Şekil 3.25. Mandibular distraktör.....	38
Şekil 3.26. 1. modele ait diş kapanış ilişkisini gösteren farklı resimler	39
Şekil 3.27. 2. modele ait diş kapanış ilişkisini gösteren farklı resimler	39
Şekil 3.28. 3. modele ait diş kapanış ilişkisini gösteren farklı resimler	40
Şekil 3.29. Mesh optimizasyonu öncesinde alınan histogram	41
Şekil 3.30. Ramus kortikal parçasına ait hataları gösteren kontrol penceresi.....	42
Şekil 3.31. Model hatalarının giderilmesi ve vida yuvalarına lokal mesh tanımlanması	42
Şekil 3.32. Mesh optimizasyonu sonrasında elde edilen histogram.....	43
Şekil 3.33. Ansys Workbench FE modülünde oluşturulan montaj mesh ve bileşen tanımlanması	44
Şekil 3.34. 2. Modele ait (a) 3Matic, (b) Ansys mesh yapıları	44
Şekil 3.35. Montaj mesh modelinin Static Structural analiz sistemine aktarılması	45
Şekil 3.36. 2. Modele ait 3Matic mesh yapısından kesit ile elde edilen iç yapı ve distraktör bağlantı bölgesi.....	45
Şekil 3.37. 2. Modele ait Ansys mesh yapısından kesit ile elde edilen iç yapı ve distraktör bağlantı bölgesindeki yeni mesh yapısı	46
Şekil 3.38. Kallus içi mesh yapısı	46
Şekil 3.39. Modellere ait sınır şartları	48

ÇİZELGELER DİZİNİ

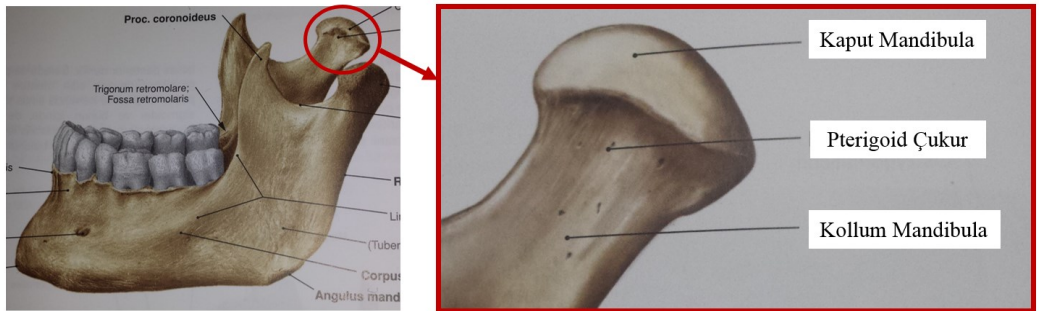
Çizelge 3.1. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan malzeme özellikleri.....	28
Çizelge 3.2. Sonlu elemanlar modellerinin mesh kalitelerinin kontrolü	47
Çizelge 3.3. Sonlu elemanlar modellerindeki düğüm ve eleman sayıları.....	47
Çizelge 3.4. Kondillerdeki eşdeğer gerilme dağılımları (MPa)	49
Çizelge 3.5. Kalluslardaki eşdeğer gerilme dağılımları (MPa).....	50
Çizelge 3.6. Kalluslardaki eşdeğer birim uzama dağılımları (mm/mm).....	51
Çizelge 3.7. Kalluslardaki toplam deplasman miktarları (mm)	52
Çizelge 3.8. Toplam deplasman miktarları (mm).....	53
Çizelge 3.9. Trabeküler kemikteki toplam deplasman miktarları (mm).....	54
Çizelge 4.1. Mandibular yapılardaki toplam deplasman değerleri (mm)	56
Çizelge 4.2. Kalluslardaki strain değerleri(mm/mm)	56
Çizelge 4.3. Mandibular yapılardaki Von-Mises gerilme değerleri (MPa)	56

1. GİRİŞ

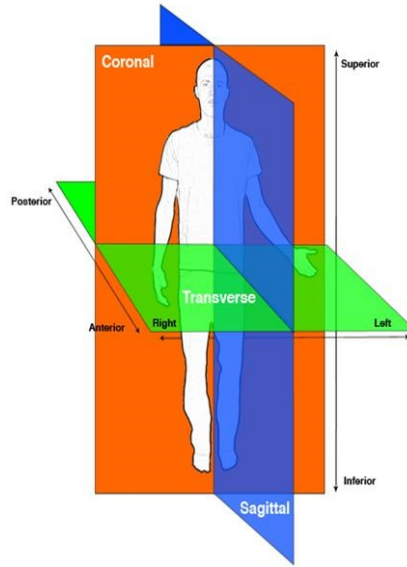
Alt çene anatomisinde kesitsel olarak, distal (dış) kısımda sert yapıdaki kortikal kemik ve proksimal (iç) kısımda trabeküler kemik bulunmaktadır. *Ramus*, *angulus* ve *korpus* bölgeleri (Şekil 1.1) ise alt çene geriliği operasyonu için gerçekleştirilebilecek cerrahi alternatifler için önemli anatomik bölgelerdir. Şekil 1.2’de *kondil* ve çevresindeki bazı anatomik bölgeler gösterilmektedir.



Şekil 1.1. Alt çene kemiğinin bölümleri (Anonymous 2013a.)

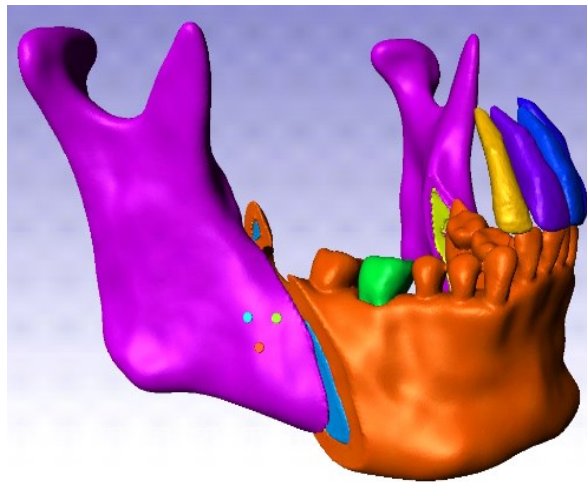


Şekil 1.2. Kondil ve çevresindeki anatomik bölgeler (Sobotta et al. 2008).



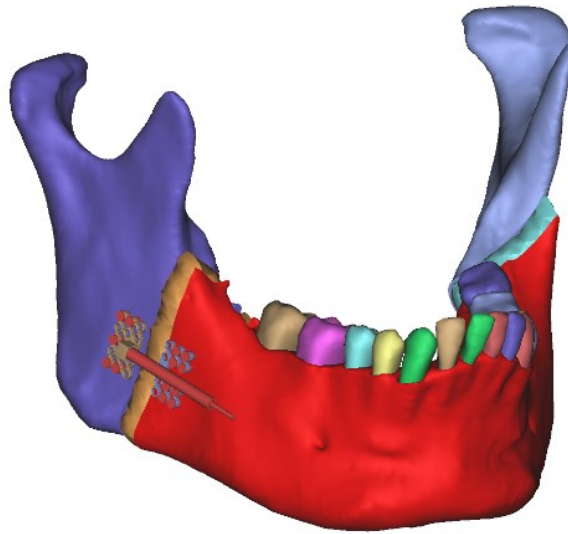
Şekil 1.3. Anatomik düzlem ve eksenler (Anonymous 2013b.)

Çift taraflı alt çene kemiği kesisi (Bilateral sagittal split osteotomy-BSSO) “Alt çene geriliği” (*mandibular retrognati*) veya “alt çene ileriliği” (*mandibular prognati*) vakalarında sıklıkla uygulanan bir cerrahi yöntemdir. BSSO yönteminde *ramus* ve *korpus* birbirlerinden *sagittal* (Şekil 1.3) bir düzlemle ayrılarak, birbirleri üzerinde zıt yönlerde kaydırılır. Bu sayede öne veya geriye konumlandırılan *korpusun* miniplak ve mini vidalarla *ramusa* fiksasyonu sağlanır (Şekil 1.4).



Şekil 1.4. Bilateral sagittal split osteotomi

Mandibular retrognati vakalarında uygulanan diğer bir yöntem olan “ayırma metoduyla yeni kemik oluşturma” (Distraksiyon Osteogenesisi-DO) iskeletsel deformitelerin rekonstrüksiyonu için kullanılan cerrahi bir işlemdir. İşlem, kemik yapı ve etrafındaki yumuşak dokunun eş zamanlı olarak hareketiyle sonuçlanan ve kesi (osteotomi) ile cerrahi olarak oluşturulan kırıkların kontrollü ve kademeli hareketinden ibarettir (Şekil 1.5).



Şekil 1.5. Distraksiyon Osteogenesisi

Çift taraflı alt çene kemiği kesisi (BSSO) ve DO mandibular retrognatiyi cerrahi olarak gidermek için günümüzde uygulanan en yaygın tekniklerdir. Her spesifik vaka için optimum tedavi seçimini yapmak çene cerrahının sorumluluğu dahilindedir. Hasta konforu göz önüne alındığında her iki tekniğin de uygun olduğu kanıtlanmıştır. BSSO ile karşılaştırıldığında DO'nin mandibular retrognati için daha iyi sonuçlar verdiği şeklinde yeterli bilimsel kanıt bulunmamaktadır. Mevcut literatürde, normal ve normalin altında mandibular düzlem açısına sahip retrognati hastalarında BSSO tedavisi daha yüksek sinir hasarı riskine sahip olduğundan, distraksiyon osteogenesisinin bu vakalarda daha avantajlı olduğu konusunda yaygın bir kabul mevcuttur. DO'nin yüksek maliyeti ve karşılaşılan sorunların nisbeten daha fazla olması gibi dezavantajlarına rağmen avantajları dezavantajlarını geçebilir. Ancak yüksek mandibular düzlem açısına sahip diğer tüm hastalar için karşılaştırıldığında DO'nin BSSO'ya kıyasla kayda değer avantajı

gözenememiştir. Kanıta dayalı somut veriler sağlanması amacıyla mandibular retrognatinin tüm tiplerinde DO ve BSSO'nin rastgele klinik vakalarda karşılaştırılmasına ihtiyaç vardır (Schreuder *et al.* 2007).

BSSO, Trauner ve Obwegeser tarafından gerçekleştirilmiş, Dal Pont, Hunsuck ve Epker tarafından modifiye edilmiştir. Belli ölçüde teknik zorlukları bulunmasına rağmen ortognatik cerrahide güvenilir bir prosedür haline gelmiştir (Yamashita *et al.* 2011).

Diğer yaygın kullanıma sahip cerrahi yöntem olan distraksiyon osteogenezisi, 1949'da bir Rus ortopedik cerrah olan Gabriel Ilizarov'un tanımladığı ve ekipmanlarını geliştirdiği bir yöntemdir. Distraksiyon osteogenezisinin, köpek mandibulasında kullanımına yönelik ilk çalışma 1973 yılında Synder tarafından yapılmış; ve 1991 yılında mandibular distraksiyona ait ilk vaka raporu McCarthy tarafından yayınlanmıştır.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

2.1. Problemin Tanımı

Alt çene gelişim yetersizliği olan hastalarda *distraksiyon osteogenezisi* tamamlandıktan sonra klinikte sıklıkla karşılaşılan derin kapanış (deep bite) veya açık kapanış (open bite) ortodontik bozuklukları hasta ve hekim açısından oldukça zahmetli ek operasyonlar gerektirmektedir. Bunun ana sebebi *osteotomi* hattının hesaplanarak değil, tecrübeye dayalı olarak belirlenmesidir. Hoffmeister *et al.* (1999) tarafından tanıtılan “Floating Bone” tekniği, distraksiyon esnasında açık kapanış gelişmesi durumunda, yeni kemik dokusunun olgunlaşması beklenmeden distraksiyon aygıtlarının mandibuladan çıkarılması ve dikey yerleştirilen lastikler vasıtasıyla tam olarak olgunlaşmamış *kallus* dokusunu yönlendirmek suretiyle kapanışın düzeltilmesi olarak tanımlanabilir.



(a)



(b)

Şekil 2.1. (a) Distraksiyon sonrası açık kapanış (b) Distraktörün çıkarılmasının ardından dikey konumlandırılmış lastikler vasıtasıyla kapanışın düzeltilmesi

Ancak distraksiyon aygıtlarının, kallus dokusu tam olarak kemikleşmeden çıkarılması kemik iyileşmesini etkileyebilir. Buna ek olarak, kısa konsolidasyon (iyileşme) periyoduna sahip distraksiyon hastalarında, yeniden açık kapanış oluşması (relaps) rapor edilmiştir. İki ve üç yönlü distraksiyon aygıtlarında, distraksiyon vektörü, aktivasyon süresince düzeltilebilir. Ancak, çok yönlü distraksiyon aygıtlarının daha iyi sonuçlar

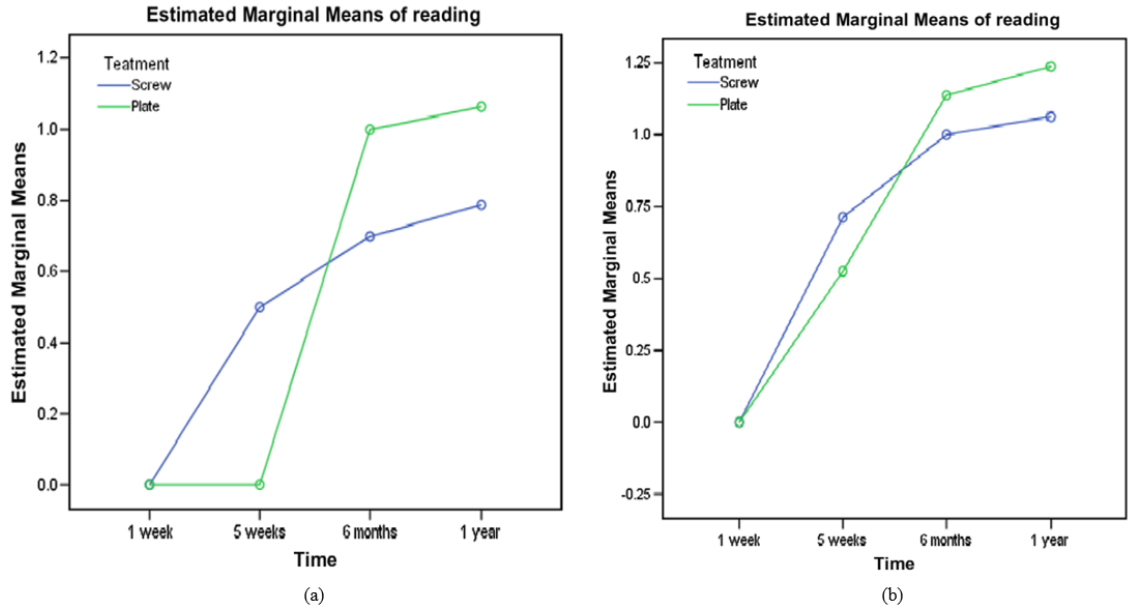
verdiğini kanıtlayan literatür çalışması bulunmadığı aktarılmaktadır (Breuning *et al.* 2004).

Tez çalışması kapsamında yapılacak çalışmada, klinikte yaygın kullanımlarına rağmen, belirtilen cerrahi prosedürlere ilişkin hala cevaplanmayı bekleyen sorulara cevap aranacaktır. Kallus dokusunun sağlıklı bir şekilde yeniden kemikleşmesine (bone-remodelling) imkan sağlayacak stabilizasyon şartlarından ödün vermeden (Floating-Bone tekniği kullanılmadan) açık veya derin kapanış durumlarının oluşmasını engellemeye yönelik kullanılabilecek teknikler anlatılacak, sonlu elemanlar metoduyla yapılacak analizlerle klinik vakalar için bilimsel temele dayalı öneriler sunulacaktır.

2.2. Mandibular Retrognati ve Prognatide Uygulanan Klinik Yöntemler

BSSO ve DO'nin post-operatif stabilitesini karşılaştıran çalışmalara bakıldığında; Baas *et al.* (2012) toplam 35 (17 BSSO ve 18 DO) hasta üzerinde yaptıkları bağıl çalışmada yöntemlerin stabilitesi açısından 4 yıl sonunda hiçbir post-operatif farklılık bulunmadığını raporlamışlardır. Toplam 53 (26 BSSO ve 27 DO) hasta üzerinde yapılan diğer klinik çalışmada BSSO ve DO'nin post-operatif stabilizasyonu karşılaştırıldığında 1 yıl sonunda kayda değer bir farklılık gözlenememiştir (Vos *et al.* 2009).

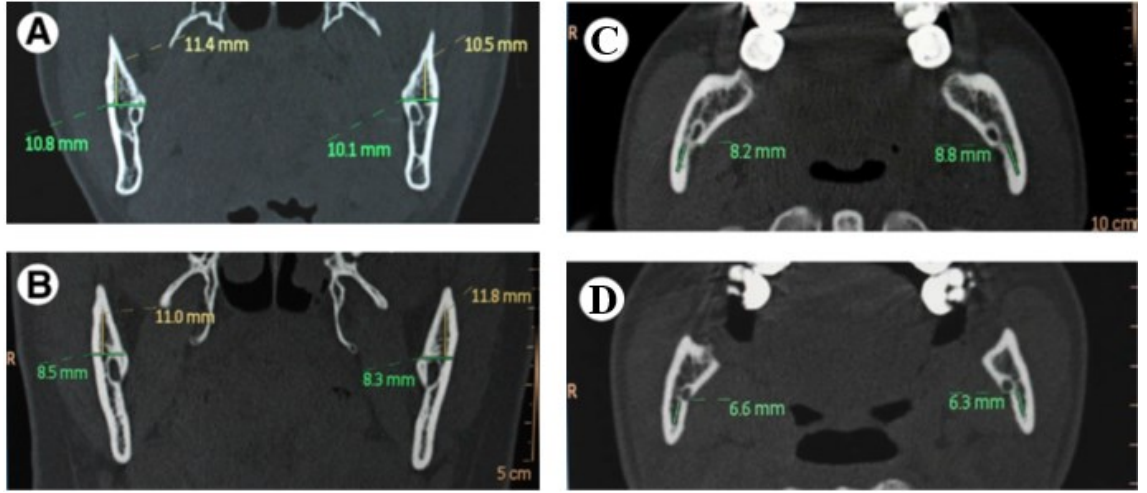
Nooh (2009) iki farklı fiksasyon metodu için mandibular BSSO'nin stabilitesini karşılaştırmıştır. Metotlardan ilki vida pozisyonlama, diğeri ise miniplak ve monokortikal vida fiksasyonudur. 4 ayrı gruba ayrılan hastalarda 1. gruba vida pozisyonlama tekniğiyle 6 mm prognati (geriye konumlandırma), 2.gruba mini plak fiksasyonu tekniğiyle 6 mm prognati, 3. gruba vida pozisyonlama tekniğiyle 6 mm retrognati, 4. Gruba ise miniplak fiksasyonu ile 6 mm retrognati uygulanmıştır. Sonuçlar karşılaştırıldığında 1 yılın sonunda gruplar arasında belirgin bir farklılık olmamasına rağmen geriye dönük inceleme yapıldığında çalışma, relaps (nüks) açısından önemli farklılık arz etmektedir.



Şekil 2.2. (a) 1. ve 2. Gruplarda 1 yıllık periyotta oluşan relaps (b) 3. ve 4. Gruplarda 1 yıllık periyotta oluşan relaps (Nooh 2009)

Oba *et al.* (2008) ortodontik tedavi yöntemini takiben prognati hastaları için uygulanan sabit sagittal split ramus osteotomy(SSRO) diğer bir deyişle BSSO için iki malzemeden (poly-l-lactic acid ve titanyum) vida fiksasyonunu geriye dönük olarak mandibular stabilizasyon açısından karşılaştırmışlardır. Toplam 45 (22 PLLA ve 23 Titanyum) hasta üzerinde yapılan çalışmalarda post operatif periyot boyunca iki grup arasında kayda değer bir farklılık gözlenmemiştir.

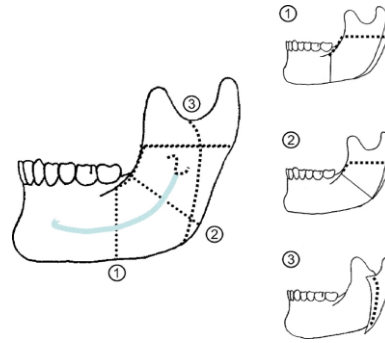
Noletto *et al.* (2010) prognati ve retrognatiye sahip hastalarda mandibula kalınlığını hesap ve karşılaştırmanın yanısıra iç ve dış kortikal kemik arasındaki trabeküler kemik dağılımını BSSO ile ilişkilendirerek değerlendirmişlerdir. Prognati hastalarında mandibular ramus kalınlığının retrognati hastalarına kıyasla daha az olduğunu, kortikal katmanlar arasındaki transvers uzaklığın ve trabeküler kemik ile lingula arasındaki dikey uzaklığın kesi tipinden bağımsız olduğunu, bilgisayarlı tomografinin mandibular ramus morfolojisini hesaplamada değerli bir araç olduğunu kanıtlandığını belirtmişlerdir.



Şekil 2.3. Ramusun kalınlığını ve vertikal boyutunu (yeşil), lingula seviyesinin kortikal ve trabeküler kemik katmanlarının birleşim noktasına olan dikey uzaklığını (sarı) gösteren gösteren kesitler

(a) retrognati hastasındaki (b) prognati hastasındaki koronal kesit (c) Lingula seviyesinin kortikal ve trabeküler kemik katmanlarının birleşim noktasına olan yatay uzaklığını gösteren (c) retrognati hastasındaki (d) prognati hastasındaki aksiyel (transvers) kesit (Noleto *et al.* 2010).

Yu *et al.* (2013) sagittal düzlem (mandibular Sagittal Split Ramus Osteotomy-SSRO) cerrahi prosedürü öncesi sinir pozisyonunun geleneksel metodlarla belirlendiğini, ancak cerrahların anatomik ilişki üzerine yapılmış daha fazla çalışmaya gereksinim duyduklarını belirtmiştir. Çalışmalarında 3 boyutlu bilgisayarlı tomografi görüntülerini kullanarak tedavideki kesinliği artırmayı, sinir harabiyeti riskini azaltmayı hedeflemişlerdir. Mandibular prognatiye sahip hastalar üzerinde yapılan çalışmalarda SSRO nin iki çeşidi (Obwegeser metodu-Ob ve Obwegeser Dal Pont metodu-ODP) ve ağız içi ramus dikey kesisi (intraoral vertikal ramus osteotomi (IVRO) için iyileşme periyotları karşılaştırılmış, IVRO ve Ob grubu hastalarında ODP ye kıyasla ciddi oranda daha erken iyileşme sağlandığı raporlanmıştır.



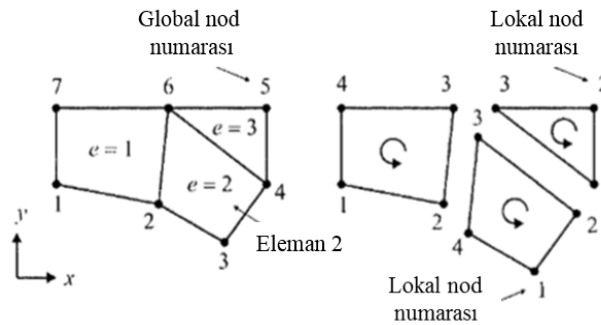
Şekil 2.4. Belirlenen osteotomi hattı

-(1) Obwegeser-Dal Pont metoduyla, (2) Obwegeser motoduyla, (3) IVRO metoduyla (Yu *et al.* 2013)

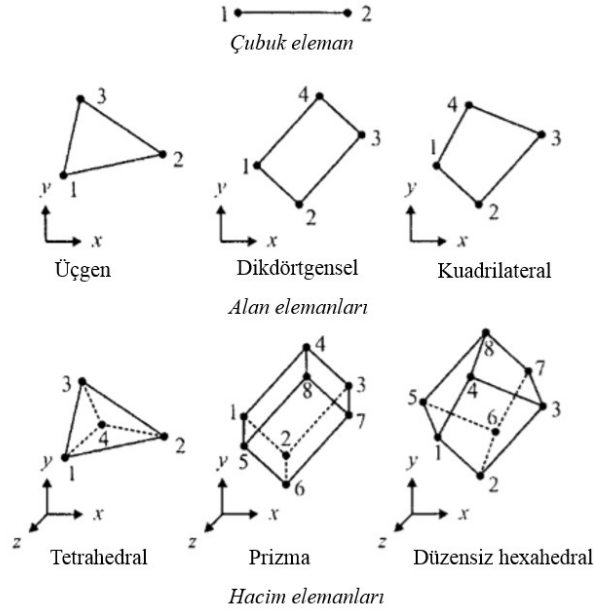
2.3. Sonlu Elemanlar Metodu ve Biyomekanikteki Uygulamaları

2.3.1. Sonlu elemanlar metodu

Sonlu elemanlar analizi olarak da anılan sonlu elemanlar metodu mühendislikteki sınır değer problemlerinin yaklaşık çözümlerini elde etmek ve kısmi diferansiyel denklemlerle ifade edilen problemleri çözmek için kullanılan tekniktir. Şekil 2.5'te elemanlar ve düğüm (nod) numaraları, Şekil 2.6'da ise çubuk, alan ve hacim elemanlar halindeki sonlu eleman örnekleri verilmiştir. İlgilenilen bölge sonlu elemanlar topluluğu olarak ifade edilebilir. Sonlu elemanın sınırlarındaki sınır değer değişkenlerinin değerlerinin tayin edilmesi, sınır şartlarını belirler. Sınır değer değişkenleri, analiz edilen fiziksel problemin tipine bağlı olarak, fiziksel deplasman, sıcaklık, ısı akısı, akışkan hızı gibi çok sayıda değişken içerebilir (Hutton 2004).



Şekil 2.5. Elemanlar ve düğüm numaraları (Madenci and Guven 2006)

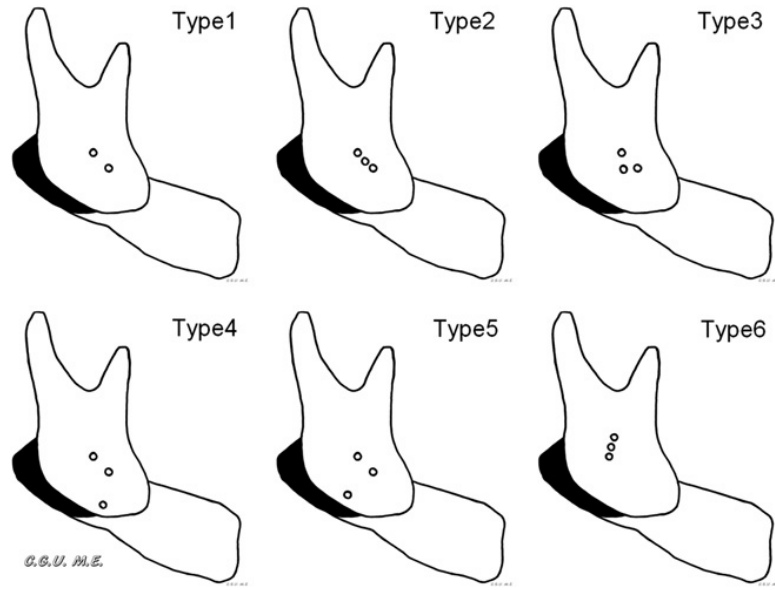


Şekil 2.6. Çubuk, alan ve hacim elemanlar (Madenci and Guven 2006)

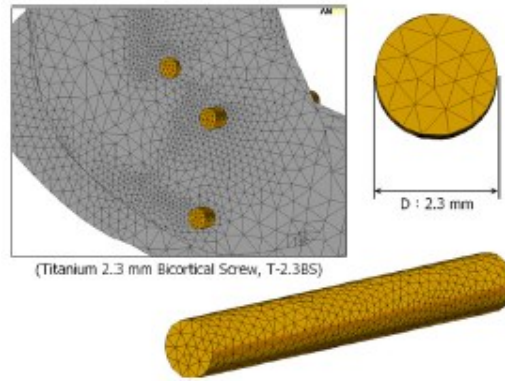
2.3.2. Biyomekanikteki sonlu elemanlar uygulamaları

Literatürde sonlu elemanlar metodunun biyomekanikteki uygulamaları açısından çok sayıda örnek bulunmaktadır. Bu bölümde, tez kapsamına uygun olarak, retrognati veya prognatiye sahip mandibula modelleri için uygulanan Sonlu Elemanlar metodu örnekleri sunulacaktır.

Mandibular prognatiye sahip hastalarda BSSO için kullanılan farklı fiksasyon metodlarının biyomekanik stabilite açısından karşılaştırılması halen tartışmalıdır ve açıklığa kavuşturulması gerekmektedir. 6 farklı lokasyon durumunda osteosentez vidalarının biyomekanik davranışları ve stabilitelerini simüle etmek için 3 boyutlu sonlu elemanlar modeli geliştirilmiştir.

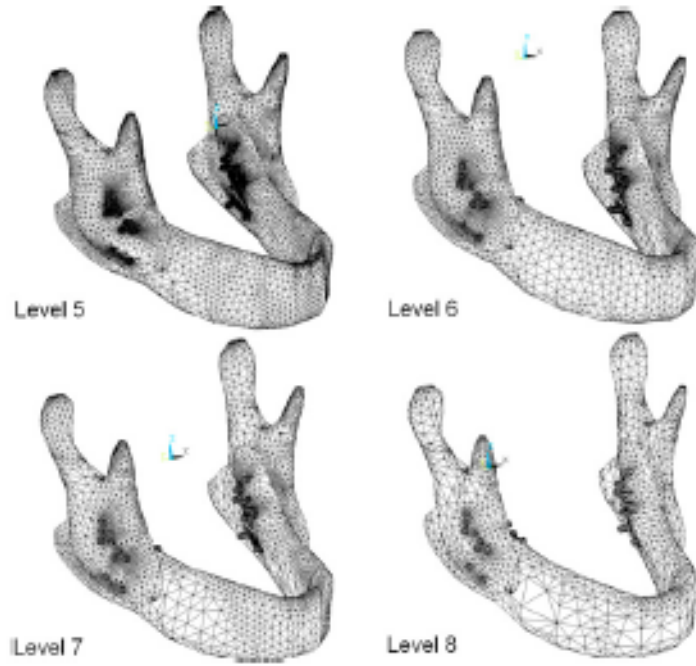


Şekil 2.7. BSSO ile 10 mm. geri konumlandırılan mandibula için minivida konum konfigürasyonları (Ming-Yih *et al.* 2010)



Şekil 2.8. Üçgenel konum konfigürasyonundaki 3 minivida'nın sonlu elemanlar modeli (Ming-Yih *et al.* 2010)

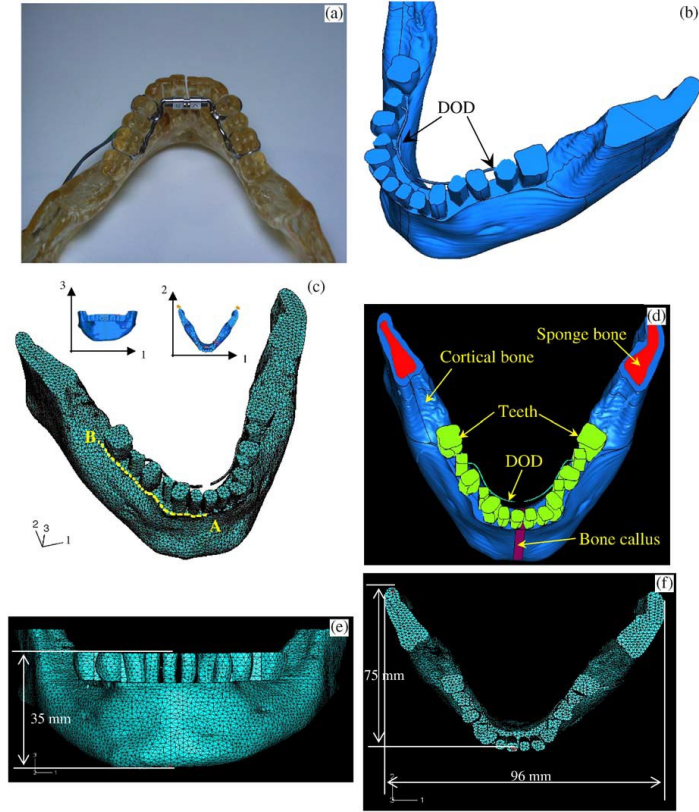
Üçgenel pozisyonlamada, lineer pozisyonlamaya kıyasla yaklaşık 4 kat daha düşük gerilme değerleri elde edilmiş ve dolayısıyla mandibular BSSO için uygun vida pozisyonları teorik olarak saptanmıştır.



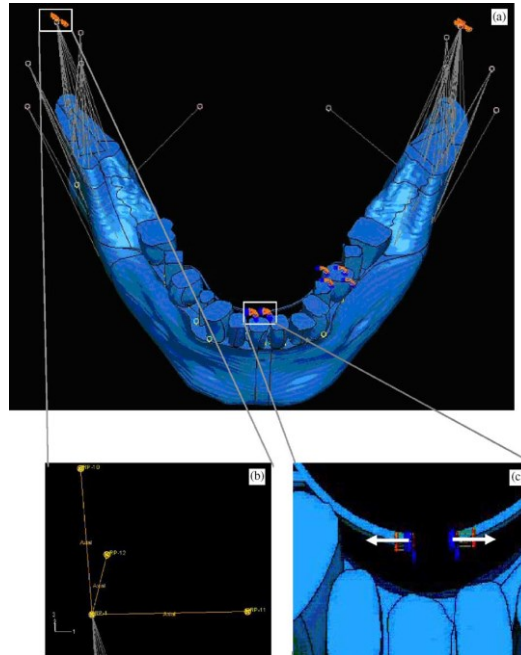
Şekil 2.9. Dört farklı mesh seviyesiyle uygulanan adaptif mesh yakınsama testleri (Ming-Yih *et al.* 2010)

Sonlu elemanlar metoduna göre 3 vidanın üçgen şeklinde ve *inferior alveolar sinir* boyunca konumlandığı (Tip 4) durumda diğer 5 duruma kıyasla en iyi rijitlik sağlanır. 2,3 mm çapına sahip 3 adet vida fiksasyonu sağlamak için yeterli olacaktır (Ming-Yih *et al.* 2010).

Boccaccio *et al.* (2006) bilgisayarlı tomografi görüntülerini (CT verileri) kullanarak alt çeneyi ve aynı zamanda kullanılacak distraktörü 3 boyutlu olarak modellemişlerdir. Sonlu elemanlar modeli geometrik non-lineerite içermektedir.



Şekil 2.10. (a) Fotoelastik model, (b) CAD modeli, (c) FEM modeli ve kontrol eğrisi, (d) Modeldeki bölgeler, (e) Ana geometrik boyutlar

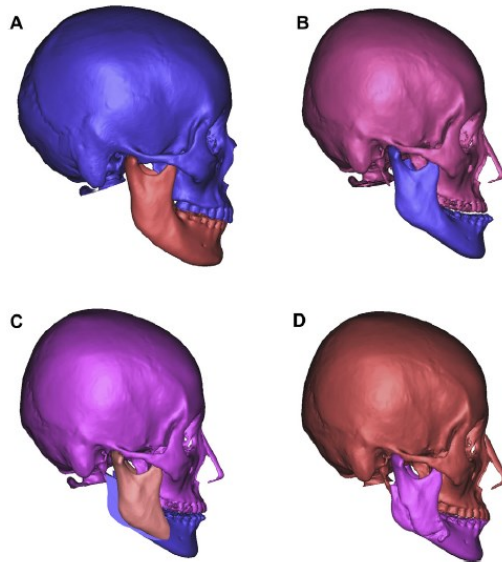


Şekil 2.11. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan kuvvet ve mesnetler

Trabeküler kemik, kabuk kemik ve dişler birbirlerinden ayrı olarak modellenmiştir.

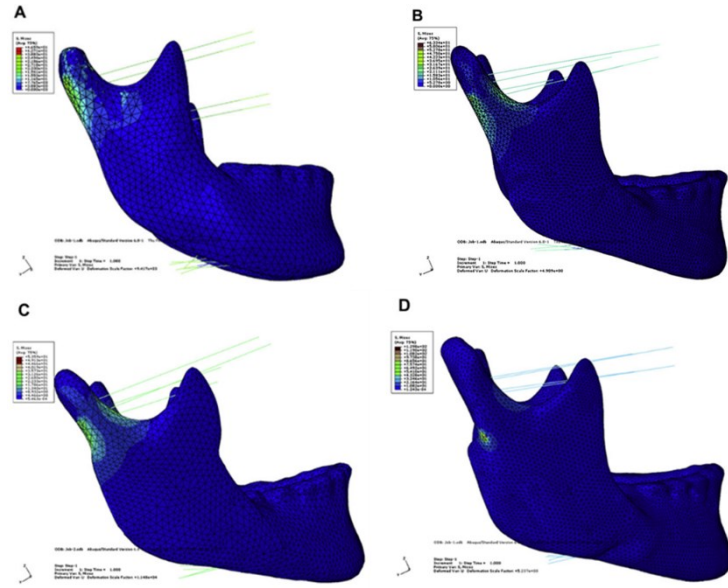
Sağlıklı ve ameliyatlı çene modelleri karşılaştırılmıştır. Distraktörün kademeli olarak ilerletilmesi ve çiğneme kuvvetlerinin etkisi analiz edilmiştir. Model farklı distraksiyon hızlarına göre (0.6 mm/gün ve 1.2 mm/gün) karşılaştırılmıştır. Klinik tavsiyelere uygun olarak 6 mm.dir. Çalışma göstermiştir ki, ameliyatlı ve sağlıklı mandibula genel mekanik davranış açısından birbirlerinden çok farklıdır. Çiğneme kuvvetleri ve yeni kemik oluşumu (bone-remodelling) arasında korelasyon olduğu görülmüştür. Öte yandan çiğneme kuvvetlerinin mandibular distraktör ve mandibula üzerinde önemli etkileri olduğu, *ramus* bölgesindeki gerilme dağılımlarının ise distraktörün sabitlendiği bölgelerdekine yakın olduğu görülmüştür. Ekspansiyon (genişletme) oranına bağlı olarak distraktörün mekanik davranışı aşamalı olarak değişmektedir. (Boccaccio *et al.* 2006)

BSSO prosesinin takiben çiğneme durumunda kas kuvvetlerinin kondil üzerindeki etkisi açma ve kapama durumlarında incelenmiş, yapılan teorik çalışma deneysel vakalarla desteklenmiştir.



Şekil 2.12. (a) Normal mandibula modeli b) mandibular protrüzyon (retrognati) modeli c) Mandibular protrüzyon sonrası sanal cerrahi d) Cerrahiden 6 ay sonraki model (Xiangdong *et al.* 2012)

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) verileri ve 3 boyutlu rekonstrüksiyon yazılımı kullanılarak 4 farklı durum için (normal mandibula, pre-operatif mandibular prognati, post-operatif mandibular prognati ve mandibular prognati için sanal cerrahi) sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur.



Şekil 2.13. (a) Fleksör (Açma) grup kasların etkisinde (b) Normal durumda mandibuladaki gerilme dağılımı (c) Sanal cerrahi sonrası gerilme dağılımı (d) Mandibular osteotomi(Alt çene kemiği kesisi) sonrası gerilme dağılımı (Xiangdong *et al.* 2012)

Fleksör (açma) ve ekstansör (kapama) grup kasların hareketleri boyunca kondil pozisyonunun bir fonksiyonu şeklindeki kondilar gerilme dağılımının analizi için sonlu elemanlar ve istatistiksel analiz programları kullanılmıştır. *Sagittal* düzlemin her iki tarafında kalan anatomik yapılar asimetrik olduğundan gerilme dağılımları da istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Mandibular BSSO sonrası ekstansör ve fleksör grup çene kaslarının kuvvet bileşenlerinin değişimi mandibular stabilizasyonu etkileyen en önemli etkenlerdendir. Sanal cerrahi ise ilgili prosedürün komplikasyonlarını azaltmak, operasyon süresini kısaltmak ve ameliyat başarısını artırmak amacıyla uygulanan pre-operatif bir planlama aracıdır (Xiangdong *et al.* 2012).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Yapılan modelleme ve analizler için Intel Xeon ® R CPU X5650 @ 2.67 GHz 2.66 GHz (2 işlemci), 1TB Hard disk, 16 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Professional işletim sistemi olan bir bilgisayardan, MIMICS ve 3Matic modülü, ScanIP ve +cad modülü, Solidworks, Ansys Workbench yazılımlarından yararlanılmıştır.

3.1. Görüntüleme Teknolojileri ve Bilgisayarlı Tomografi

Bilgisayarlı tomografi, 1963 yılında Cormack tarafından teorize edilmiş ve radyolojide yeni bir çığır açmış kesitsel görüntüleme yöntemidir. Temeli Röntgen cihazına dayanmaktadır. Bir nesnenin değişik açılardan çok sayıda iki boyutlu X ışını görüntüleri alınarak o nesnenin iç yapısının üç boyutlu görüntüsü elde edilmeye çalışılır. İlk bilgisayarlı tomografi cihazlarında, tek bir kesit oluşturabilmek için gerekli verileri toplamak 5 dakika gibi uzun bir süre gerektirmekteydi. Bu olay bilgisayarlı tomografinin kullanılmasını engellemiş ve geciktirmiştir. Bilgisayarlı tomografi uygulaması sadece beyin incelemesinden ibaret kalmış, sürenin uzunluğu dolayısı ile solunum, intestinal peristaltizm gibi sınırlamalar bilgisayarlı tomografinin toraks, batin gibi uygulama alanlarında da kullanılmasını geciktirmiştir. Bilgisayarlı tomografi cihazları, geliştirilme ve rutinde kullanılma aşamalarında bir dizi evrim geçirmiş ve bu gibi dezavantajlarından arındırılmıştır.

3.1.1. BT verisinin temini

Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi'ne konuşma bozukluğu ve beslenme zorluğu şikayetleri ile başvuran 18 yaşında bir erkek hastaya ait DICOM formatındaki bilgisayarlı tomografi verisi (Veri özellikleri; Toshiba Aquilion MultiSlice CT, dozaj 120 KV, 300 mAs, kesit kalınlığı 0,5 mm, piksel boyutu 0.468, kayıt alanı 239,62 mm) değerlendirme amacıyla kullanılmıştır. BT verisinin aşağıdaki özelliklere sahip olmasına dikkat edilmiştir.

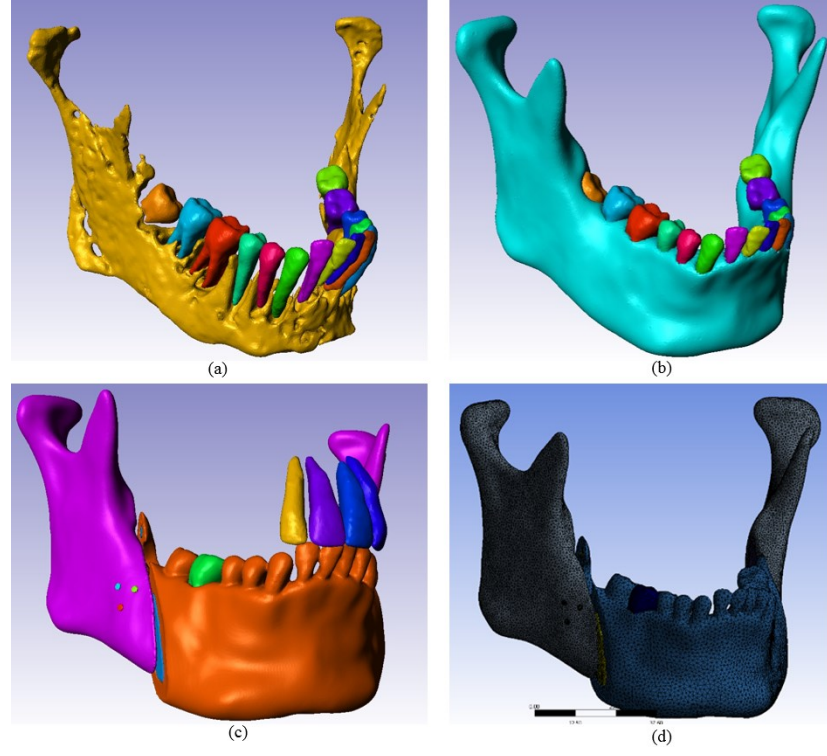
- a. Bilgisayarlı tomografi görüntü kaydının modelleme programı ile uyumlu DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında olması ve görüntü alanının mandibular yapıları kapsaması
- b. Sagital yönde alt çene gelişim yetersizliğine sahip bir bireye ait olması,
- c. Bireyin; herhangi bir sistemik veya genetik hastalığa sahip olmaması, mandibular gelişimi etkileyecek herhangi bir ortodontik veya ortopedik tedavi geçirmemiş olması,

3.1.2. BT verisinin işlenmesinde kullanılabilecek yöntem ve yazılımlar

Bilgisayarlı tomografi verisinin işlenmesinde kullanılabilecek yazılımlardan MIMICS (ve 3Matic modülü) biyomekanik modellemeye yönelik olarak sıklıkla tercih edilen bir yazılımdır. Atatürk üniversitesi bünyesinde mevcut olan program kullanılarak programın kabiliyetleri tespit edilmiştir. Alternatif bir biyomekanik modelleme yazılımı olan ScanIP (ve +Cad modülü) İngiltere'nin Southampton Üniversitesi bünyesinde öğrenilip modellemeler yapılarak program kabiliyetleri test edilmiştir.

3.1.2.a. ScanIP (ve +Cad modülü) ile yapılan modellemeler

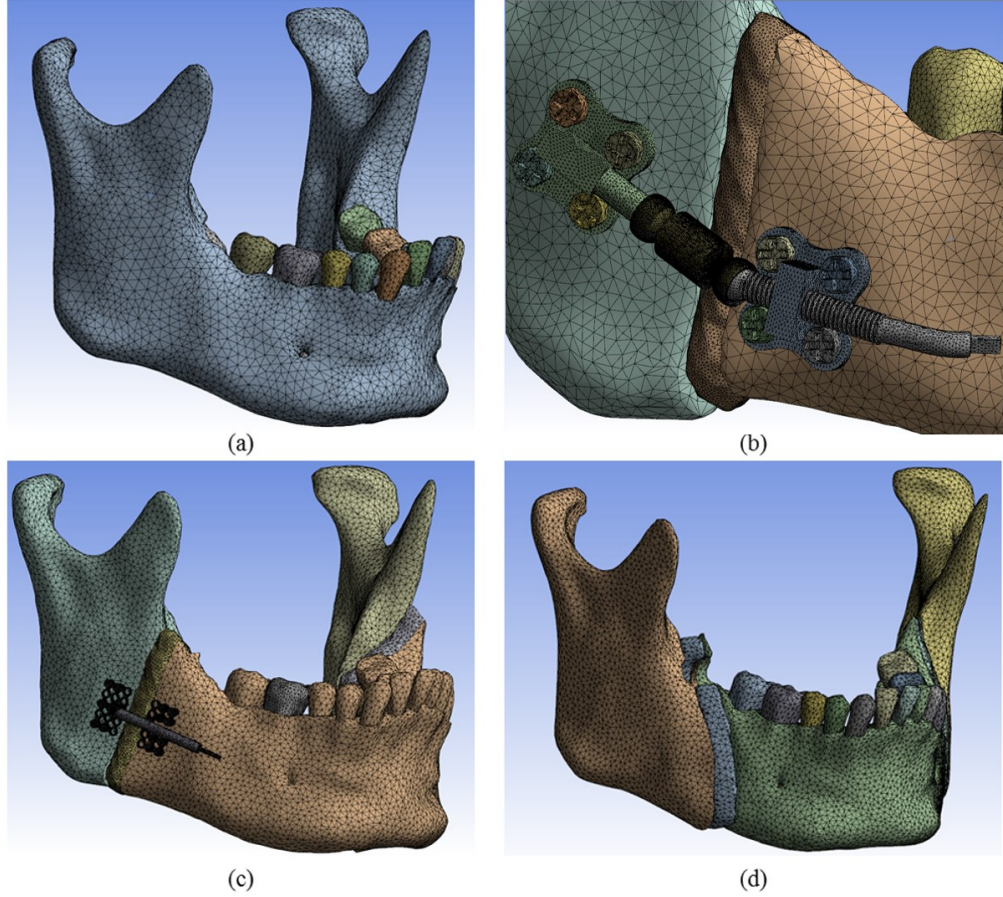
Mandibula kortikal ve trabeküler segmentler halinde modellenmiş,gerçeğe daha yakın model elde edilmesi bakımından dişler de ayrı ayrı segmente edilmiştir (Şekil 3.1.a, Şekil 3.1.b).



Şekil 3.1. ScanIP ve Ansys Workbench'te yapılan modellemeler

BSSO sanal cerrahi operasyonu uygulanan modelin (Şekil 3.1.c) parçaları *.cdb formatında kaydedilerek Ansys Workbench FE modülünde montajlanmıştır (Şekil 3.1.d).

3.1.2.b. MIMICS (ve 3matic modülü) ile yapılan modellemeler



Şekil 3.2. MIMICS, 3Matic ve Ansys Workbench'te yapılan modellemeler

Mimics yazılımı kullanılarak oluşturulan segmente trabeküler, kortikal kemikler ve dişlerden oluşan referans model (Şekil 3.2.a), DO sanal tedavi sonrası kallus modellemesini takiben modele montajı yapılan yeni tasarım distraktör, Şekil 3.2.b'de görüldüğü üzere, barındırdığı 2 adet universal mafsallı sayesinde, miniplaklar arasındaki açılar değiştirilerek en uygun şekilde ramus ve korpusa konumlandırılmasına olanak sağlamaktadır. Ancak aktivasyon süresince distraksiyon vektörünün yönü değişeceğinden bu modelin geliştirilmesine ihtiyaç vardır. Koronal düzlemde (Şekil 3.2.c) ve sagittal düzlemde (Şekil 3.2.d) 6 mm. DO yapılarak Ansys Workbench'te montajlanan modeller Şekil 3.2'de gösterilmektedir.

3.1.2.c. (ScanIP,+cad) ve (Mimics,3Matic) yazılımlarının karşılaştırılması

ScanIP yazılımındaki bölgesel genişletme (region growing) komutunun Mimics'e kıyasla daha işlevsel olduğu tespit edilmiştir. Bir çoğu kullanılmamasına rağmen çok sayıda gelişmiş filtre barındıran ScanIP, mesh kalitesi olarak da daha iyi sonuçlar vermiştir. Montaj mesh yapılan sonlu elemanlar modellerinin eleman ortalama mesh kaliteleri karşılaştırıldığında ScanIP'de elde edilen mesh yapısının Mimics'in 3Matic modülü vasıtasıyla oluşturulan mesh yapısından daha iyi olduğu görülmüştür (ScanIP:0.68 3Matic:0.56).

Bu avantajlarına karşın ScanIP yazılımı ve +Cad modülünün çok sayıda dezavantajı tespit edilmiştir;

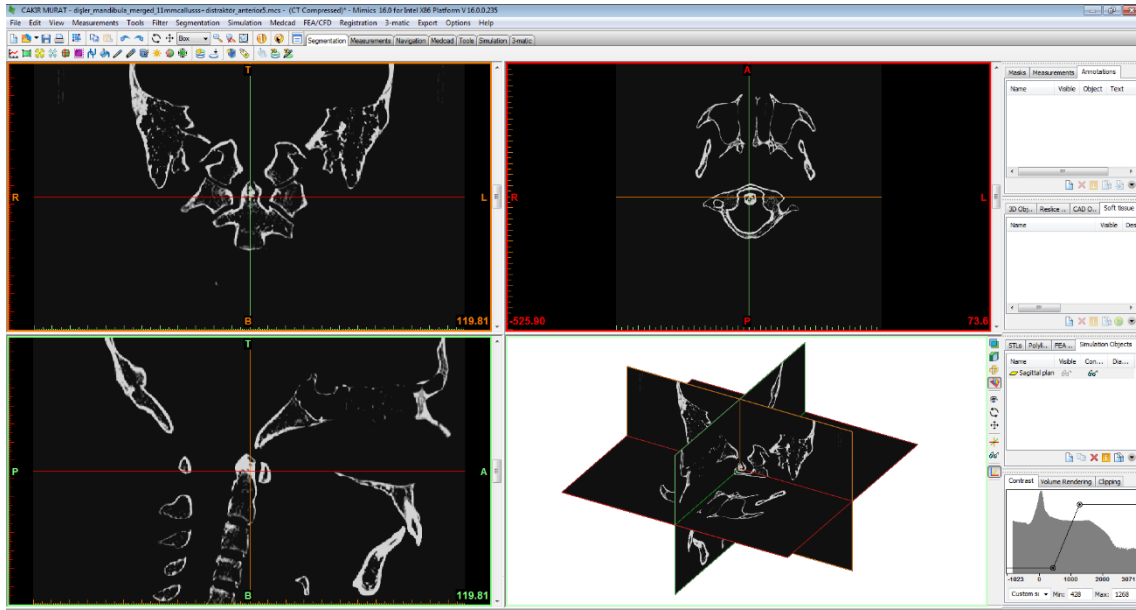
- Mimics'teki CAD operasyonları çok daha gelişmiştir (Mimics'te düzlem, doğru veya nokta tanımlanarak bu referanslar aracılığıyla çok daha hassas pozisyonlama yapılması mümkündür. Ekranı dik kesme, eğri vasıtasıyla kesme seçenekleri de mevcuttur).
- Kallus modellenmesi Mimics yazılımı kabiliyetleri dahilinde gerçekleştirilebilmiş, fakat ScanIP ile yapılan modellemelerde kallus modeli oluşturulamamıştır.
- STL dosyaları Mimics'e import edilebilir, ancak ScanIP'de bu dosyalar yalnızca +Cad modülüne import edilebilir.
- Model ScanIP'de STL formatında kaydedilemez.
- Model +Cad'de CAD nesnesi olmadığı müddetçe hareket ettirilemez.
- ScanIP'de boyama tipleri yalnızca kare ve dairedir.
- ScanIP'de tümünü seç veya tümünü bırak seçenekleri yoktur (sağ-tıklama seçenekleri).
- Resampling parametreleri tüm parçaları etkilemektedir. Bölgesel resampling olası değildir (Minivida gibi küçük boyutlu parçalarda kullanışlı değildir).
- Mesh tüm parçaları etkilemektedir. Aynı sonlu elemanlar modelinin içerisinde parçaları farklı parametrelerle teker teker sonlu elemanlar modellerine dönüştürmek mümkün değildir.

Karşılaştırmalı çalışma neticesinde, elde edilen verilere göre yapılan değerlendirmeler sonucu, tez kapsamında yapılacak biyomekanik modellemelerde MIMICS (ve 3Matic modülü) yazılımının kullanılmasına karar verilmiştir.

3.2. BT Verisinin MIMICS Yazılımında İşlenmesi, Modellenmesi ve Sonlu Elemanlar Analizine Hazırlanması

3.2.1. BT verisinin MIMICS yazılımına aktarılması (Import)

İlgili bilgisayarlı tomografi cihazından DVD-ROM ortamına kaydedilen veri dosyası MIMICS yazılımının yüklü olduğu bilgisayara aktarıldı. MIMICS yazılımı temel modülü “*File > Import Images > Convert*” fonksiyonları ile DICOM formatındaki veri seti lokalize edildi ve “.mcs” uzantılı MIMICS dosyasına dönüştürülerek açıldı (Şekil 3.3).



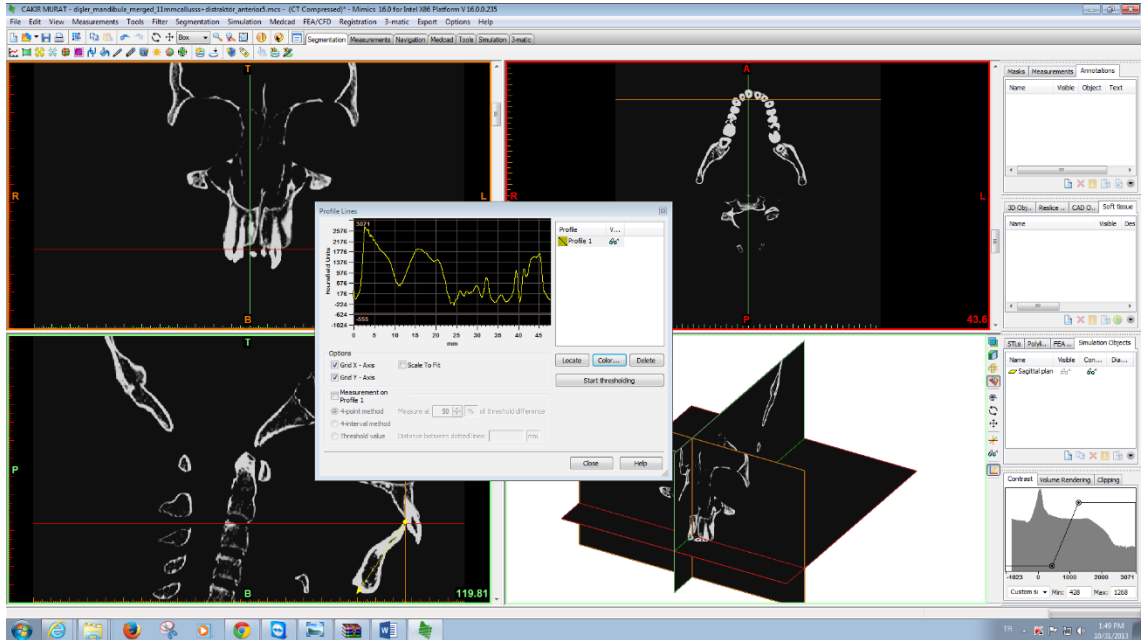
Şekil 3.3. MIMICS dosyasının oluşturulması

3.2.2. Ayırıştırma (Segmentation)

Kayıt verisinin, üç boyutlu görüntülerde en küçük yapıtaşları olan voksel parçacıklarının bir araya getirildiği ve incelenecek her bir mandibular yapının diğer yapılardan ayrıştırılarak farklı renklerde gösterildiği formatta bir 3 boyutlu mandibula modeli oluşumuna hazırlanması amacıyla aşağıdaki işlemler gerçekleştirildi;

3.2.2.a. Profil çizgisi (Profil Line) ile ön değerlendirme

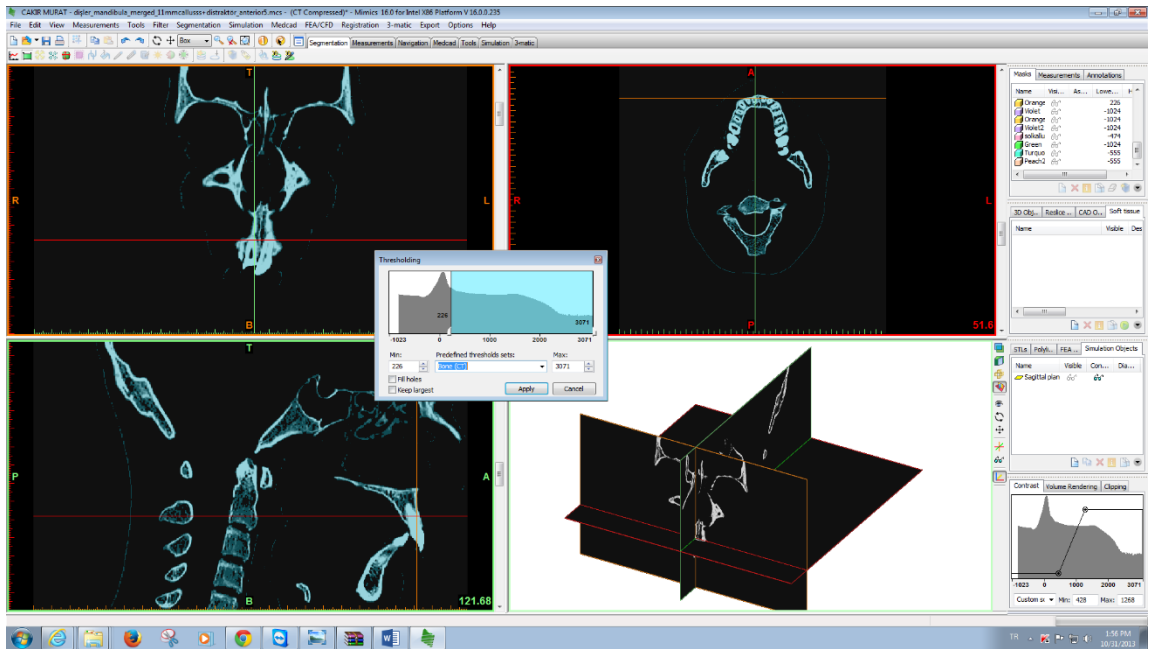
Aksial kesitler üzerinde ayrıştırılacak kemik ünitelerinin Hounsfield Unit değerleri ile yoğunluk profilinin belirlenmesi ve çalışma aralığının tespitine yardımcı olmak amacıyla MIMICS yazılımı temel modülü “*Measurements>Draw Profil Line*” fonksiyonu ile mandibular yapıları içeren bir profil çizgisi belirlendi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Profil çizgisi ile ön değerlendirme

3.2.2.b. Çalışma aralığının tespiti (Thresholding)

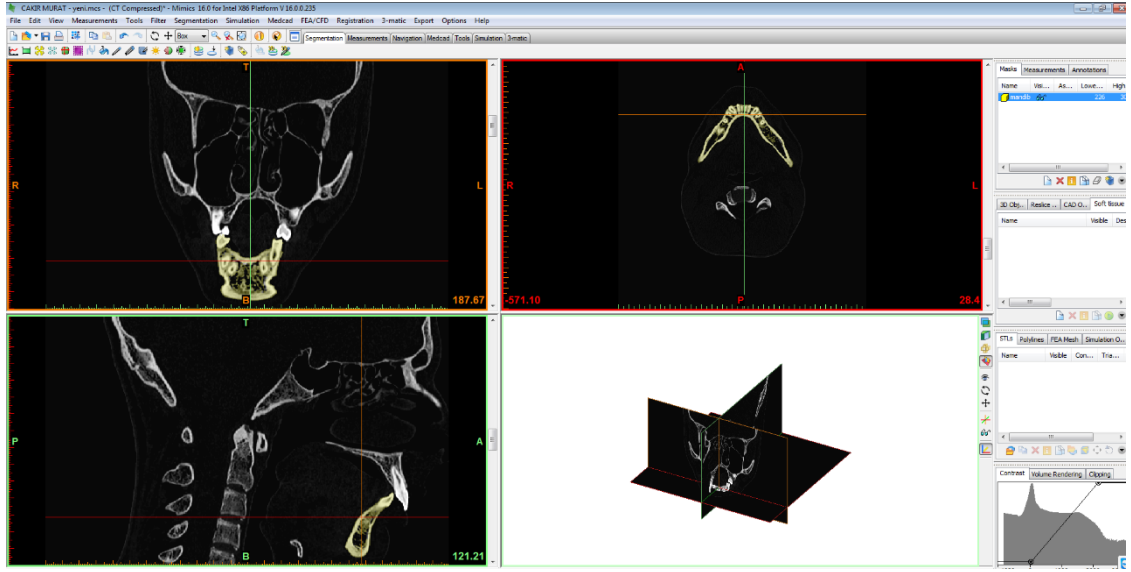
MIMICS yazılımı temel modülü “*Thresholding*” fonksiyonu ile profil çizgisi ile elde edilen değerlerin rehberliğinde HU skalasında maksimum ve minimum yoğunluk değerleri belirlenerek çalışma aralığının tespiti işlemi gerçekleştirildi. Çalışma aralığı 226-3071 HU değerleri arasında tespit edildi (Şekil 3.5). Çalışma aralığının tespiti işleminin ardından “Thresholding>Apply” fonksiyonu ile ilk çalışma maskesi (magenta) oluşturuldu.



Şekil 3.5. Çalışma aralığının tespiti

3.2.2.c. Bölge geliştirme (Region Growing)

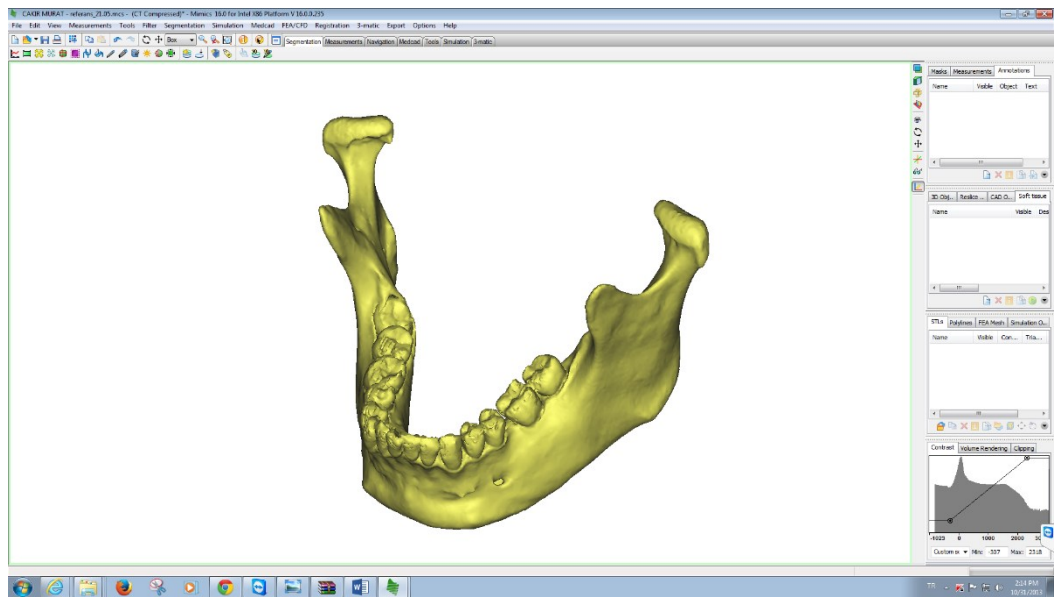
İlk çalışma maskesi üzerinden mandibulanın diğer ekstremitelerle olan piksel bağlantıları kesilerek ön, sol ve üst görüşlerde kontrol edildi. Ardından “*Region Growing*” komutuyla dişler dahil olmak üzere mandibula için ayrı bir maske (sarı) atandı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Bölge geliştirme

3.2.3. Model oluşturma

İkinci çalışma maskesinden MIMICS yazılımı temel modülü “*Calculate 3D from mask*” fonksiyonu yardımıyla görsel değerlendirme amaçlı mandibulaya ait üç boyutlu taslak model elde edildi (Şekil 3.7).

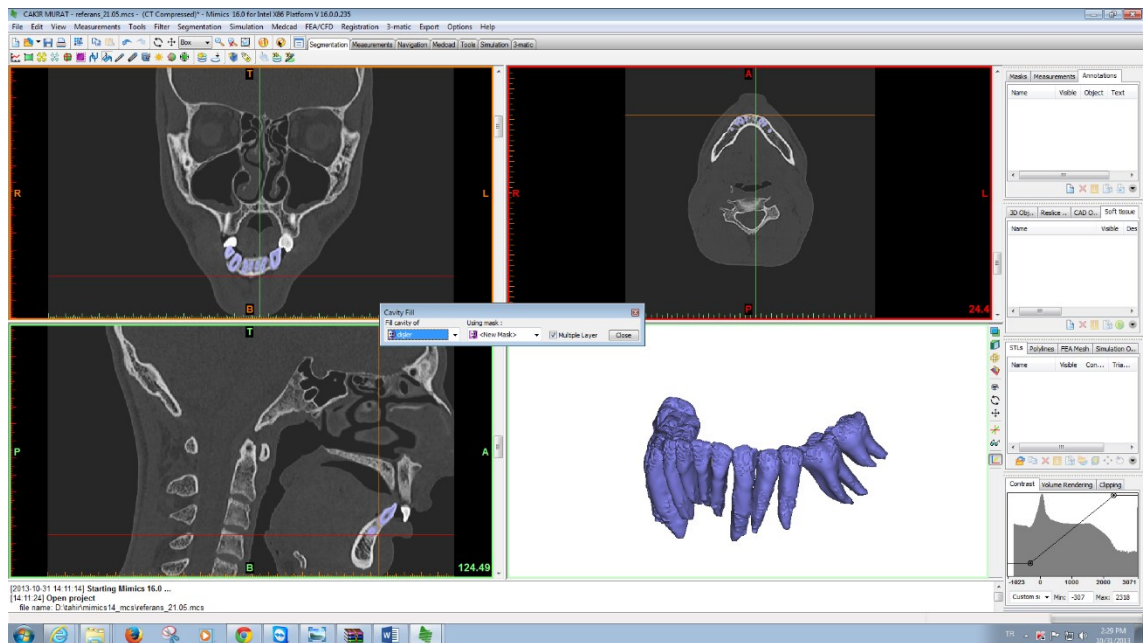


Şekil 3.7. Üç boyutlu mandibula taslak modeli

3 boyutlu model üzerindeki kusurlar tespit edilerek maske revize edildi. Dişler için girilen HU değerleri(1200-3071) mandibula için girilmiş HU değerleri aralığında olduğundan “*Draw Profile Line*” komutu ile dişler ve mandibulanın ayırım yüzeyleri belirlenmiş, kontrast değerleri göz önünde bulundurularak dişler teker teker mandibuladan ayrılmış, her biri için “*Region Growing*” işlemi uygulanarak ayrı ayrı maskeler oluşturulmuştur (Şekil 3.9.c).

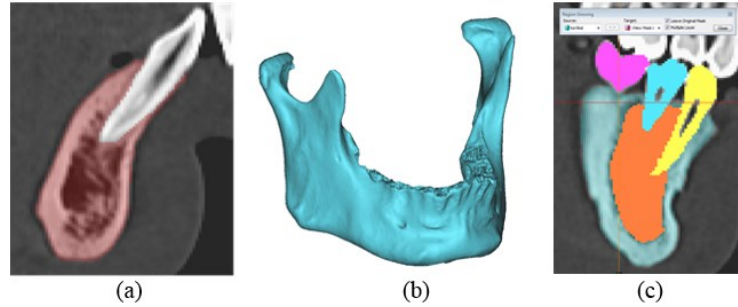
Maskelerin oluşturulmasına müteakip dişler 3 boyutlu olarak hesaplanmıştır. Ancak dişlerin birbirlerinden ve mandibuladan ayrılması için gerekli olan piksel bağlantılarının kesilmesi işlemi dişlerin ana geometrisinden sapmasına neden olmaktadır. Anatomik geometrinin tekrar sağlanması için her dişin maskesindeki kontürler her bir katman için ayrı ayrı çizilmiş, her 3 görünüşte de her katman kontrol edilmiştir.

Dişlerin maskeleri “*Boolean Operations*” komutu altında “*Unite*” altkomutu sayesinde dişlerin maskeleri birleştirilerek “*Cavity Fill*” komutuyla içleri doldurulmuştur (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Cavity Fill

Mandibula maskesinden diş maskeleri çıkartılarak yeni bir maske elde edilmiştir. “*Duplicate Mask*” komutuyla maske çoğaltılmış, kopyalanan maske modifiye edilip, trabeküler kemik temizlenerek kortikal kemik için ayrı bir maske elde edilmiş, 3 boyutlu olarak hesaplatılmıştır (Şekil 3.9.b).



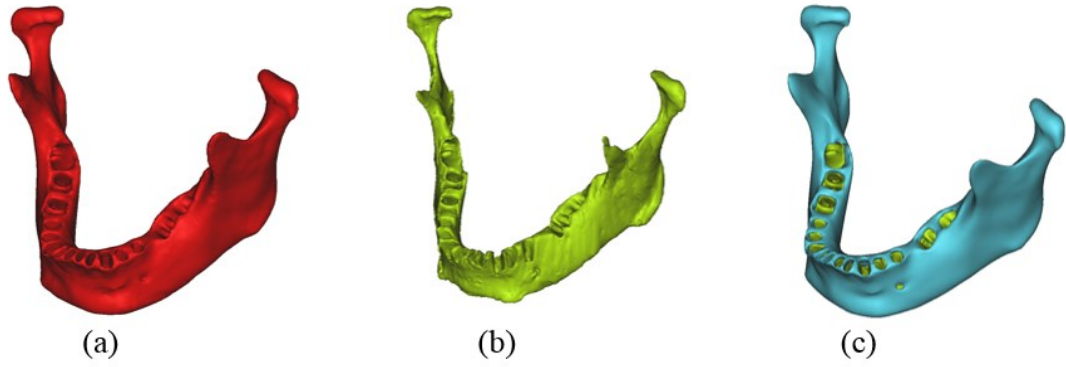
Şekil 3.9. (a) Mandibula maskesi kesiti (Kortikal+Trabeküler) (b) Kortikal Kemik (c) Segmentasyon

Öte yandan mandibula maskesi (dişler dahil), sol ve sağ 1. diş köklerine kadar “*Multiple Slice Edit*” araç çubuğunda yer alan “*Interpolate*” komutuyla dolduruldu. Anatomik olarak modelde var olan sinir boşlukları kapatılarak mandibula iç yüzeylerinin dış yüzeyleri ile bağlantısı kesildi. Tüm görünüşler için diş köklerinin kontürleri de dahil olmak üzere mandibula kapalı bir kabuk şeklinde modellendi.”*Cavity fill*” komutuyla içerisindeki boşluklar dolduruldu. İnterpolasyon ile doldurulan maske ve cavity fill ile oluşturulan maskeler “*Boolean operations*” alt komutu olan “*Unite*” ile birleştirildi (Şekil 3.9.a).

“*Calculate 3D*” komutuyla 3 boyutlu model elde edilerek, “*Smooth*” komutuyla iterasyon sayısı 3 ve düzeltme faktörü 1 seçilerek yüzey pürüzlülükleri giderildi.

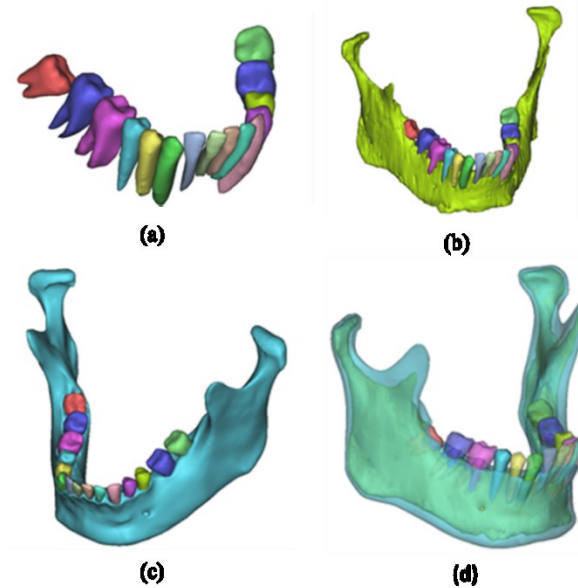
Mandibula dışında kalan noktasal boyuttaki kusurlar giderildi, mandibula içerisindeki noktasal boyuttaki boşluklar ise dolduruldu. Elde edilen yeni maskeden “*Subtraction*” komutuyla içi doldurulmuş dişlere ve kortikal kemiğe ait maskeler çıkarıldı. Elde edilen maske tüm görünüşler için her katmanda dış yüzeyleri ile kontak durumu açısından kontrol edilmiş ve “*Calculate 3D*” komutuyla hesaplatılarak trabeküler kemik elde

edilmiştir. Ardından smooth komutuyla iterasyon sayısı 3 ve düzeltme faktörü 1 seçilerek yüzey pürüzlülükleri giderilmiştir (Şekil 3.10. b).



Şekil 3.10. (a) Mandibula katı modeli (b) Trabeküler kemik (c) Trabeküler ve kortikal kemikler

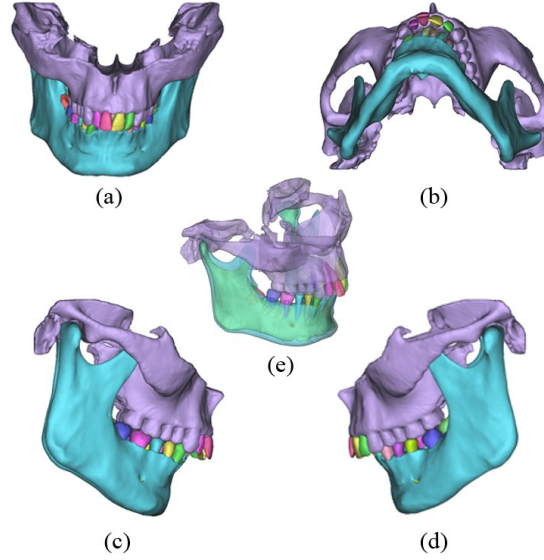
Segmente edilen dişler, teker teker 3 boyutlu olarak hesaplatırılıp “*smooth*” komutuyla iterasyon sayıları 3 ve düzeltme faktörleri 1 seçilerek yüzey pürüzlülükleri giderilmiştir.



Şekil 3.11. (a) Dişler (b) Trabeküler kemik ve dişler (c) Mandibula modeli (d) Mandibula modeli saydam görünüş

Cerrahi operasyon öncesi planlamaya olanak sağlaması açısından maksiller yapılar

modele eklenmiştir. Şekil 3.12’de ortodontik tedavi öncesine ait görüşler gösterilmiştir.



Şekil 3.12. a) Ortodontik tedavi öncesi ön görünüş (b) Ortodontik tedavi öncesi alt görünüş (c) Ortodontik tedavi öncesi sağ görünüş (d) Ortodontik tedavi öncesi sol (e) Ortodontik tedavi öncesi saydam görünüş

3.2.4. Malzeme özelliklerinin tayini

Tam olarak kemikleşmemiş dokular için Elastisite Modülü (E) değeri 500 MPa, ν değeri 0.3 olarak kabul edilmiştir (Provatidis *et al.* 2008). Kallus modeli için, aktivasyon tamamlandıktan hemen sonraki malzeme özellikleri olarak bu değerler kullanılmıştır.

Çizelge 3.1. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan malzeme özellikleri (Boccaccio *et al.* 2006)

Malzeme	Elastisite Modülü(GPa)	Poisson Oranı	Akma Dayanımı(MPa)
Trabeküler Kemik	1.37	0.3	2
Kortikal Kemik	13.7	0.3	122
Diş	18.6	0.31	103
Distraktör	210	0.3	450

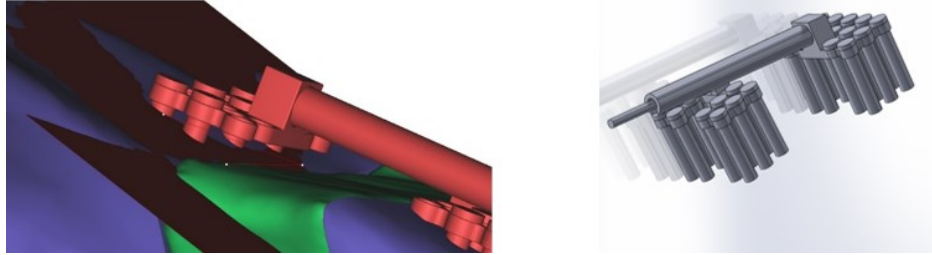
3.3. Mandibular Distraktör Tasarımı

Klinik olarak kullanılan bir distraktörün parçaları, boyutları referans alınarak Solidworks katı modelleme programıyla çizilmiş, montajı yapılarak STL formatında kaydedilmiştir.



Şekil 3.13. Distraktör tasarımı

Kaydedilen distraktör ”Load STL” komutuyla bir bütün halinde modele eklenmiştir. ”Move” ve ”Rotate” komutlarıyla yaklaşık pozisyonuna getirilmiştir. Miniplakların alt yüzeyleri ve mandibular eğrisel yüzeyden geçirilen düzlemler (Şekil 3.14 a) arasındaki açılar yaklaşık olarak *korpus* için 13,81 *ramus* için ise 10 derece olarak ölçülmüştür.



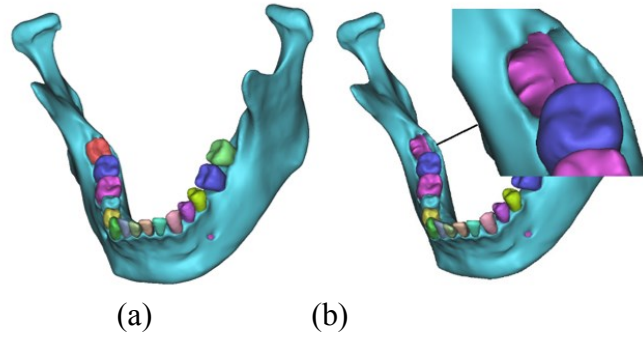
Şekil 3.14. (a) Mandibular yüzeyden geçirilen düzlem (b) Düzlem açılarına göre revize edilmiş modifiye distraktör

Solidworks programına geri dönülerek plaklar modifiye edilmiş, rot ile miniplaklar arasındaki açılar değiştirilmiştir (Şekil 3.14 b).

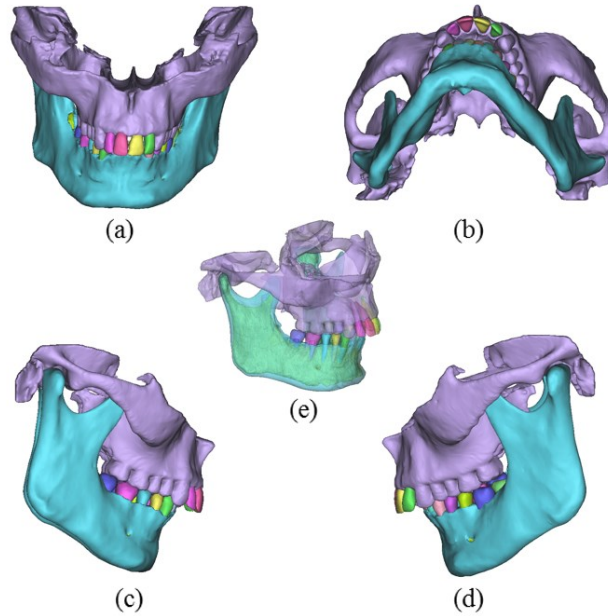
3.4. Sanal Tedavi

3.4.1. Üç boyutlu katı modele sanal ortodontik tedavi uygulanması

Ortodontik tedavi öncesinde cerrahi operasyon için sorun teşkil edeceği tespit edilen sağ 20'lik diş çekilmiştir.



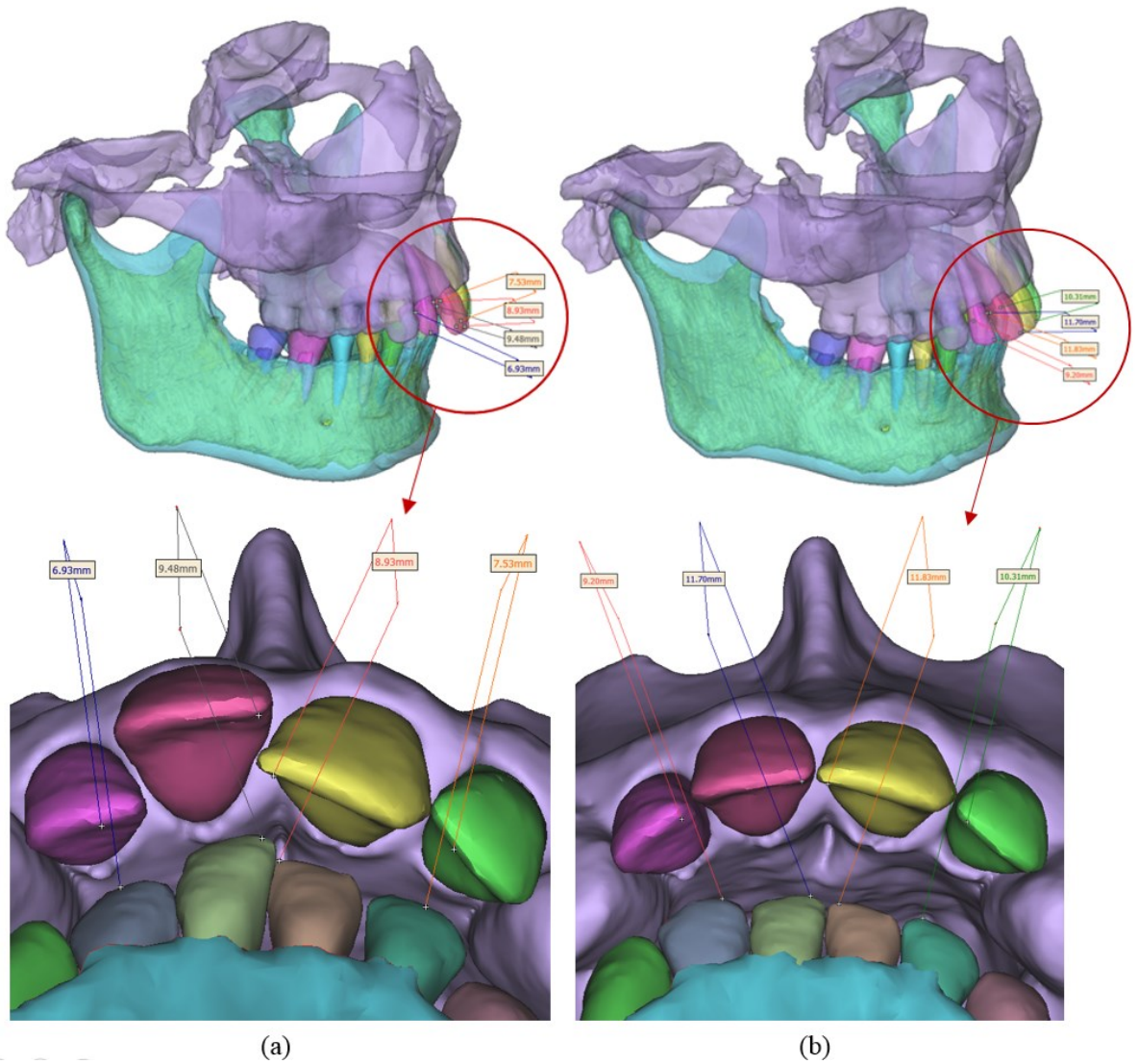
Şekil 3.15. (a) Çekim Öncesi (b) Çekimin ardından



Şekil 3.16. (a) Ortodontik tedavi sonrası önden görünüş (b) Ortodontik tedavi sonrası alttan görünüş (c) Ortodontik tedavi sonrası sağ görünüş (d) Ortodontik tedavi sonrası sol görünüş (e) Ortodontik tedavi sonrası üstten görünüş

3.4.2. Model kontrolü ve ölçümü

MIMICS Simulation modülü “Measure and analyse” fonksiyonu kullanılarak ayrıştırılmış üç boyutlu model üzerinde, hastanın çene yapısının anatomik değerlendirmesini yapmak ve sanal cerrahi simülasyonunu gerçekleştirmek için kullanılacak referans baz değerleri belirlemek amacıyla çeşitli anatomik ölçümler yapılmıştır.

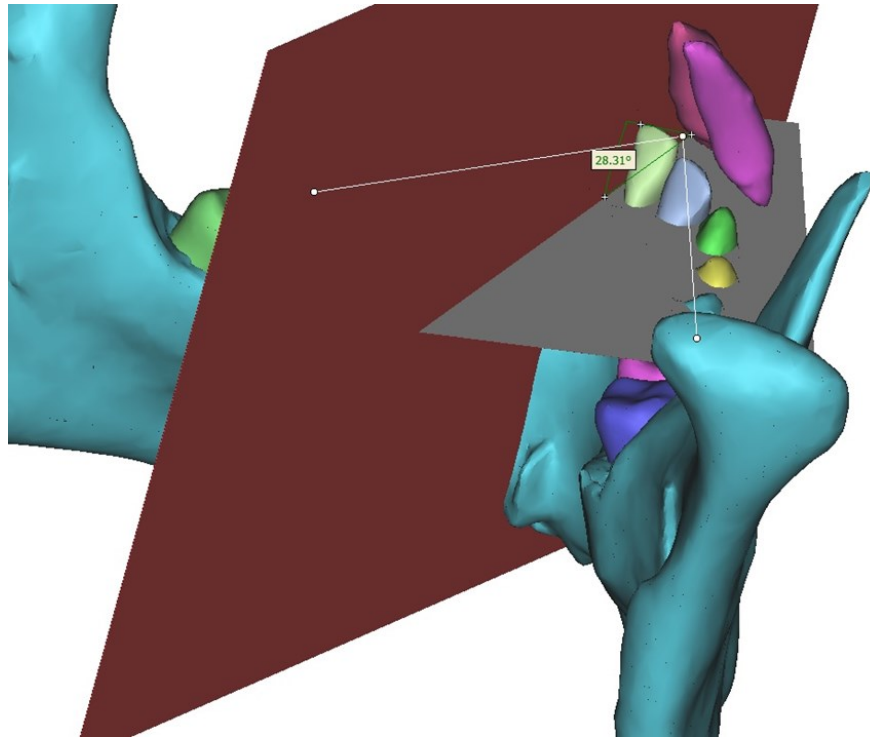


Şekil 3.17. Posterior kesici dişler arasındaki (a) ortodontik tedavi öncesi (b) ortodontik tedavi sonrası overjet mesafeleri

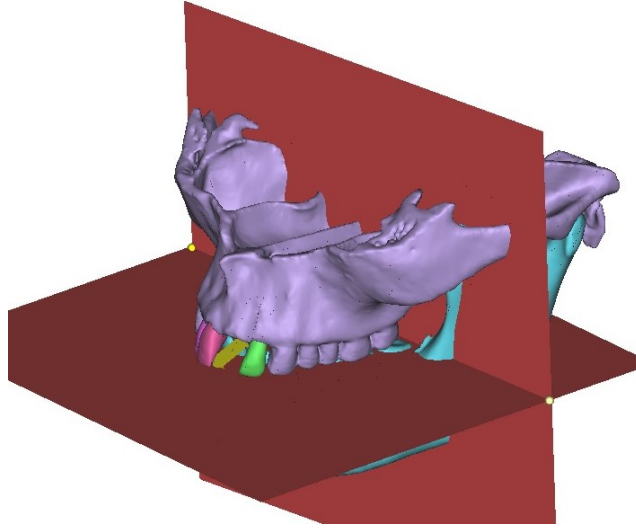
Yapılan ölçümler neticesinde Şekil 3.16.a’da görüldüğü gibi dişlerde ortodontik bozukluk bulunduğu not edilmiştir. Sanal ortodontik tedavi uygulanarak diş ilişkileri Şekil 3.17.b’de görüldüğü gibi düzenlenmiş, distraksiyon sınırları 11 mm.ye kadar genişletilmiştir.

3.4.3. Optimum kesi hattının belirlenmesi

Mandibular ve maksiller kesici diş uçlarından sagittal düzlem üzerinde çizilen doğrunun, oklüzal düzlemle arasındaki açı 28.31 olarak ölçülmüştür (Şekil 3.17). Bu açı distraksiyon düzleminin belirlenmesinde referans teşkil edecektir. Bu doğru üzerinde tanımlanan vektör yönünde 11 mm distraksiyon öngörülmüştür (Şekil 3.18).

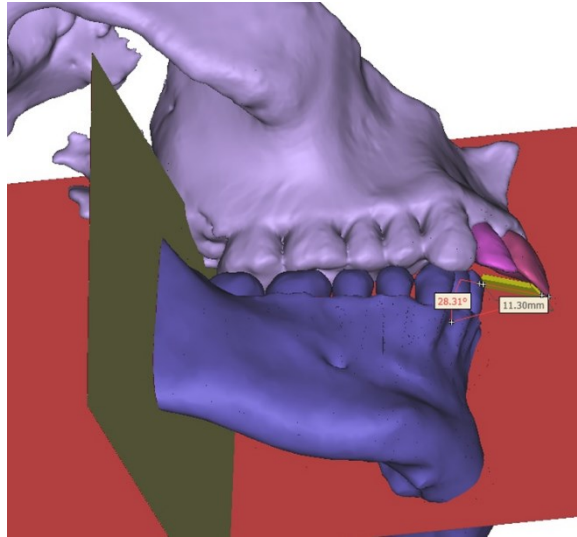


Şekil 3.18. Kesici dişlerin oklüzal düzlemle olan açısal ilişkisi



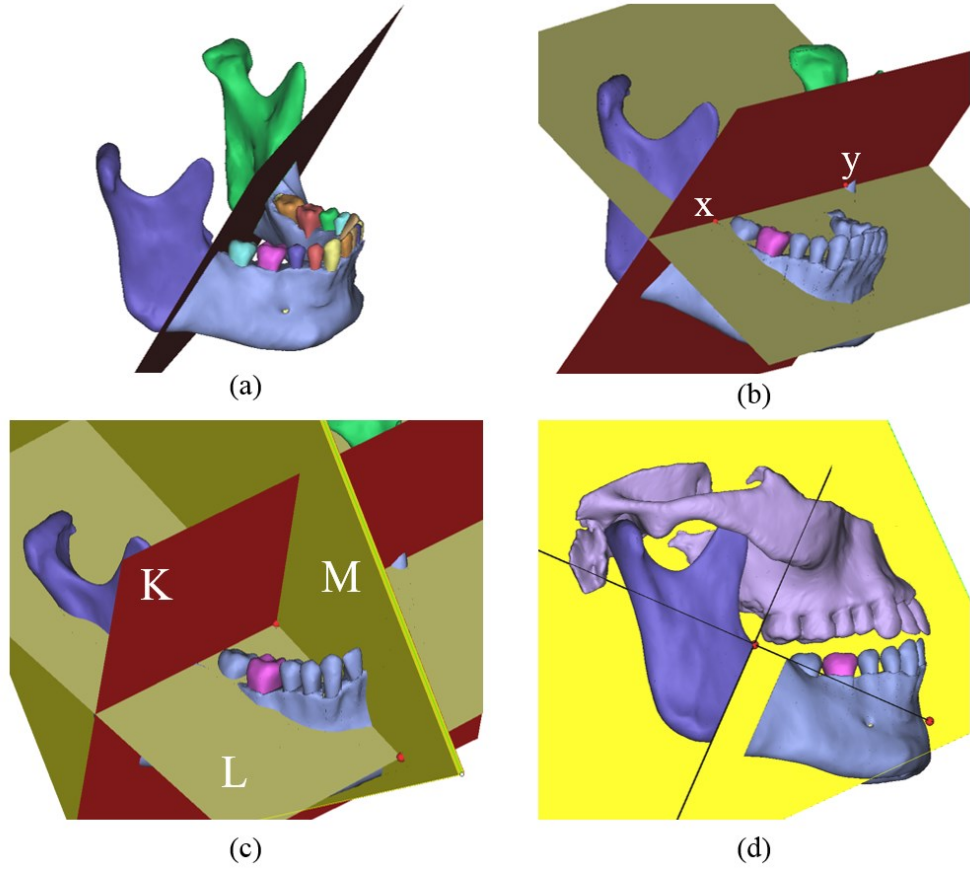
Şekil 3.19. Oklüzal düzleme dik olarak tanımlanan düzlem

Şekil 3.19’da tanımlanan oklüzal düzleme dik düzlem posterior yönde $28,31^\circ$ döndürülerek osteotomi hattı olarak belirlenmiştir.



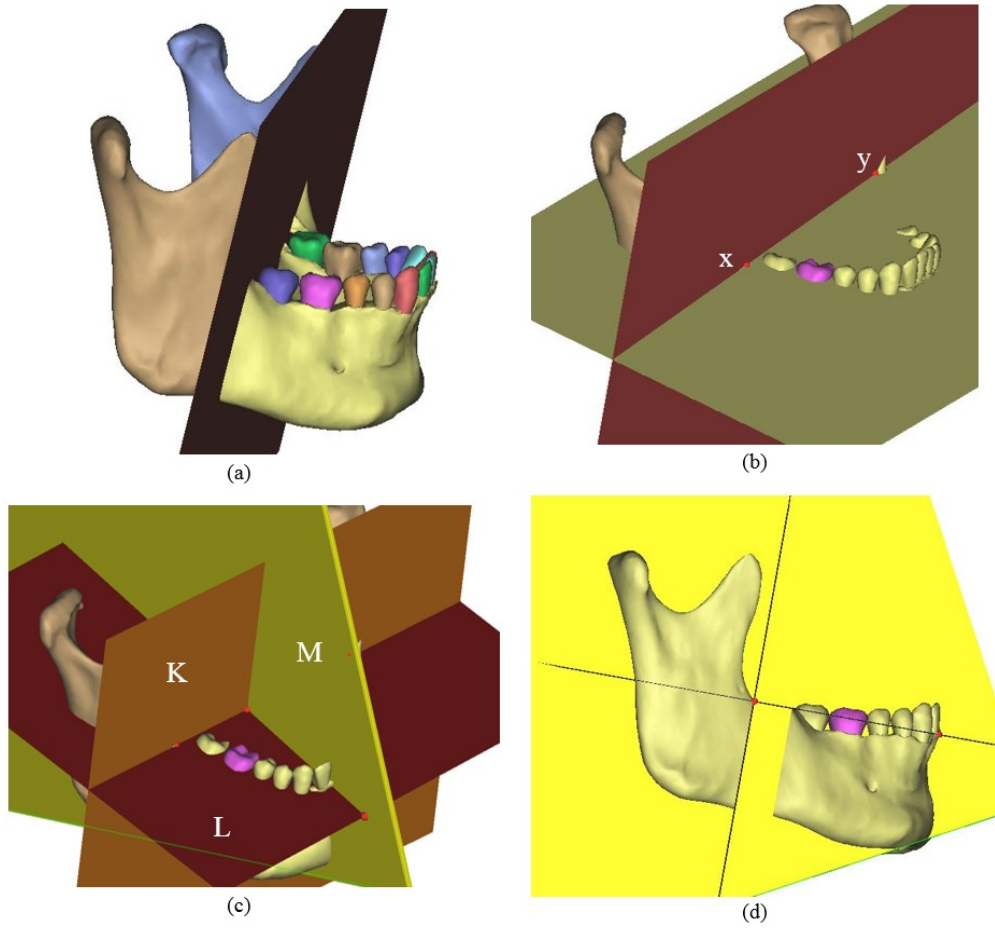
Şekil 3.20. Distraksiyon vektörü

Tanımlanan osteotomi hattından sanal cerrahi uygulanarak *ramus* bölgesinden ayrılan *korpus*, distaksiyon vektörü yönünde 11 mm ileri alınarak ön-arka yöndeki kapanış ilişkisi değerlendirilmiştir (Şekil 3.20).



Şekil 3.22. 2. Modele ait düzlemler

2.modelin kesi düzleminin (K düzlemi), Şekil 3.22.b’de gösterilen angulus bölgesindeki x ve y noktalarından geçen eksen etrafında 90° döndürülmesiyle elde edilen düzlem distraksiyon vektörünü barındıran bir L düzlemi olarak tanımlanmıştır. Şekil 3.21.c’de sagittal düzlem tanımlanmış (M düzlemi), L ve M düzlemlerinin kesişimi olan doğrunun yönü, distraksiyon vektörünün yönü olarak belirlenmiştir. Bu vektör doğrultusunda 11 mm. posterior yönde konumlandırılan korpus yeni konumunda kaydedilerek 1. modelde uygulanan teknikle kalluslar modellenmiş, distraktörlerin montajı yapılarak post-operatif model elde edilmiştir.



Şekil 3.23. 3. Modele ait düzlemler

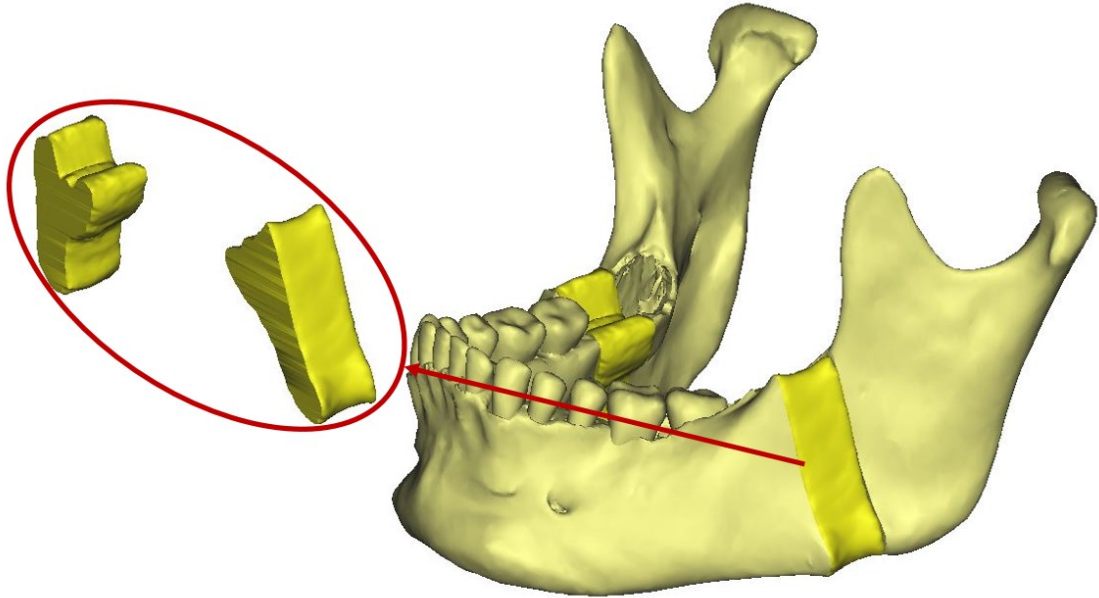
2. Modelde izlenen teknik aynen bu model için de uygulanmış, post-operatif model elde edilmiştir.

3.4.4.a. Kallusun modellenmesi

Model ölçümü neticesinde elde edilen veriler ışığında,

Reposition işlemiyle *korpusun* öngörülen miktarda (11 mm) ileri alınmasına müteakip *korpus* yeni pozisyonunda kaydedilmiş, "Merge" komutuyla mandibulanın tüm parçaları ve dişler birleştirilerek "Calculate mask from object" komutuyla yeni maske oluşturulmuştur. Oluşturulan maske çoğaltılarak yeni maskenin korpus ve ramus arasında kalan boşluklar tamamlanmıştır. Boşlukları tamamlanmış maskeden boşlukları

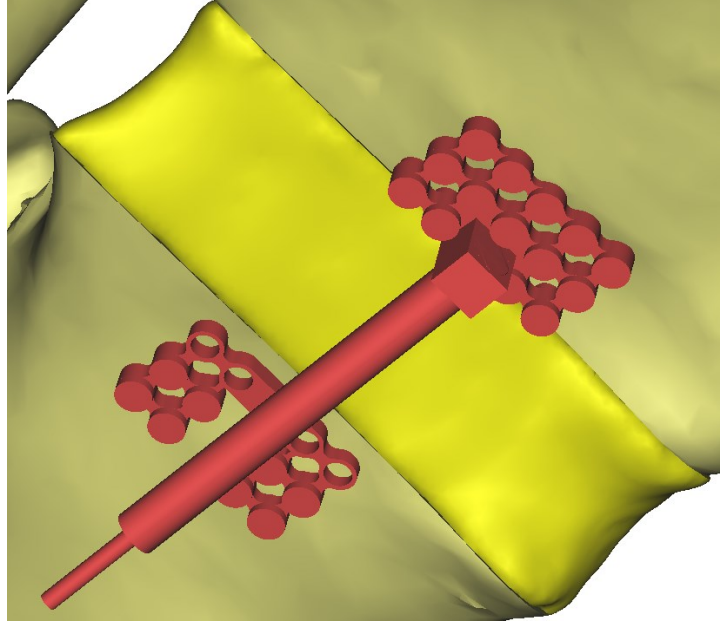
tamamlanmamış maske çıkarılarak kallus taslağı oluşturulmuştur. Kallus 3 boyutlu hesaplatılarak gerekli yerlerde maske üzerinde revizyon yapılarak düzeltilmiştir.



Şekil 3.24. Kallus modeli

3.4.4.b. Mandibular distraktörün modele montajı

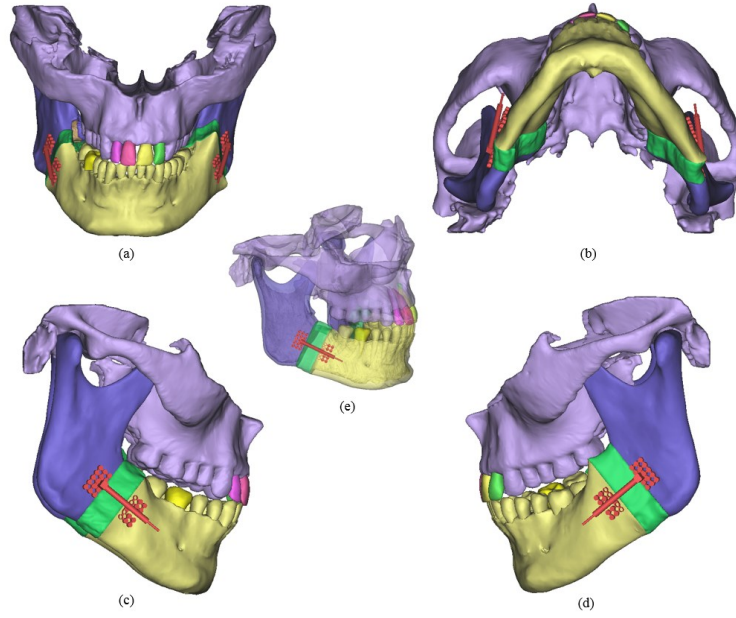
Kallus modellemesine müteakip SOLIDWORKS programında revize edilen distraktör STL formatında kaydedilerek, MIMICS programında import edilmiştir. Distraktör “*move*”, “*rotate*” ve “*reposition*” komutlarıyla istenilen lokasyona, rot ekseninin distraksiyon düzlemine dik olduğu bir konumda yerleştirilmiştir (Şekil 3.24). Çoğaltılan distraktör mandibulanın diğer tarafına da yerleştirilmiştir.



Şekil 3.25. Mandibular distraktör

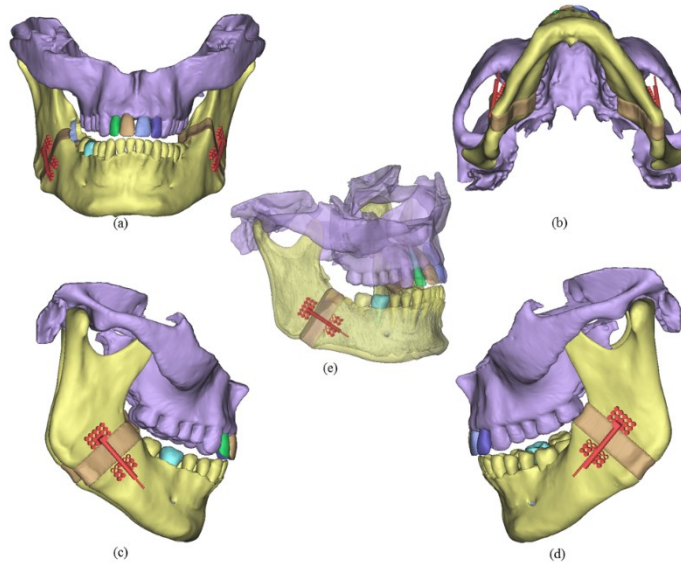
Ardından korpus, distraktörlerin korpuse montajı yapılacak miniplak kısmından boolean operasyonu ile çıkarılarak yüzeylerdeki kontakların daha düzgün olması sağlanmıştır. Aynı operasyon ramus kısmına yerleştirilecek miniplak için de uygulanmış ve form verilmiş miniplaklar kaydedilmiştir. Minividalar korpus trabeküler, korpus kortikal, ramus trabeküler ve ramus kortikal kısımlarından çıkarılarak postoperatif korpus ve ramus kısımları elde edilmiştir.

3.4.5. Sanal cerrahi alternatiflerinin ideal kapanış açısından incelenmesi



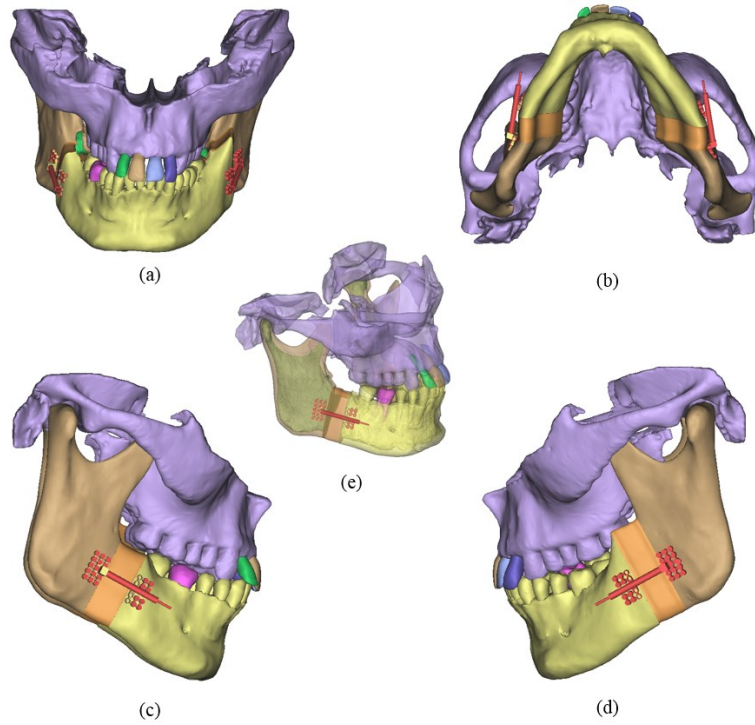
Şekil 3.26. 1. modele ait diş kapanış ilişkisini gösteren farklı resimler

“1. modelin kapanışına ait (a) önden, (b) alttan, (c) sağdan, (d) soldan, (e) saydam resimleri şekilde gösterilmiştir. Ön-arka yöndeki diş kapanış ilişkisi bir uzman ortodontist tarafından değerlendirilmiş ve ideale yakın olduğu belirtilmiştir.



Şekil 3.27. 2. modele ait diş kapanış ilişkisini gösteren farklı resimler

2. modelin kapanışına ait (a) önden, (b) alttan, (c) sağdan, (d) soldan, (e) saydam resimleri şekilde gösterilmiştir. Ön-arka yöndeki diş kapanış ilişkisi bir uzman ortodontist tarafından değerlendirilmiş, *anterior* ve *posterior* dişlerde açık kapanış eğilimi olduğu not edilmiştir.



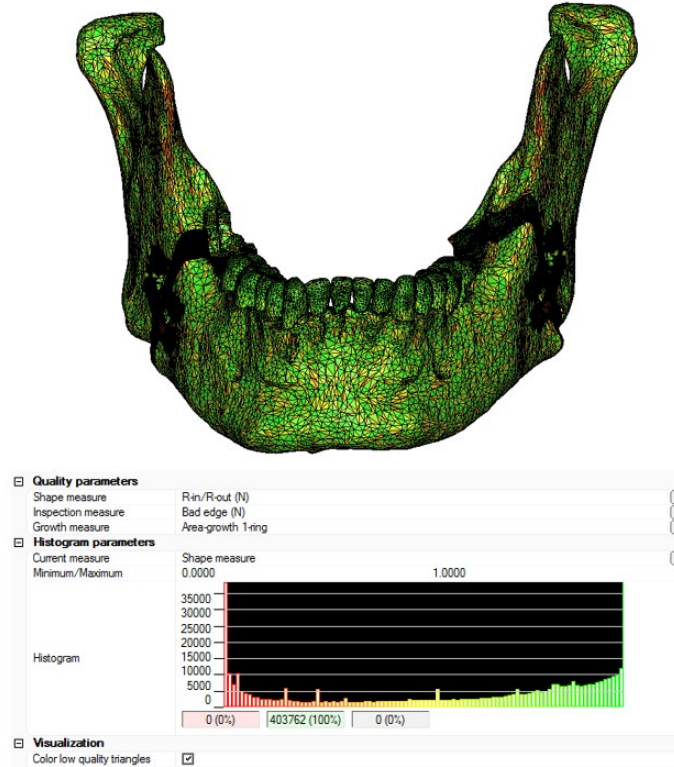
Şekil 3.28. 3. modele ait diş kapanış ilişkisini gösteren farklı resimler

3. modelin kapanışına ait (a) önden, (b) alttan, (c) sağdan, (d) soldan, (e) saydam resimleri şekilde gösterilmiştir. Ön-arka yöndeki diş kapanış ilişkisi bir uzman ortodontist tarafından değerlendirilmiş, *anterior* dişlerde çatışmalar ve deplasmanlar not edilmiştir.

3.5. Sanal Post-Operatif Modellerin Analizi

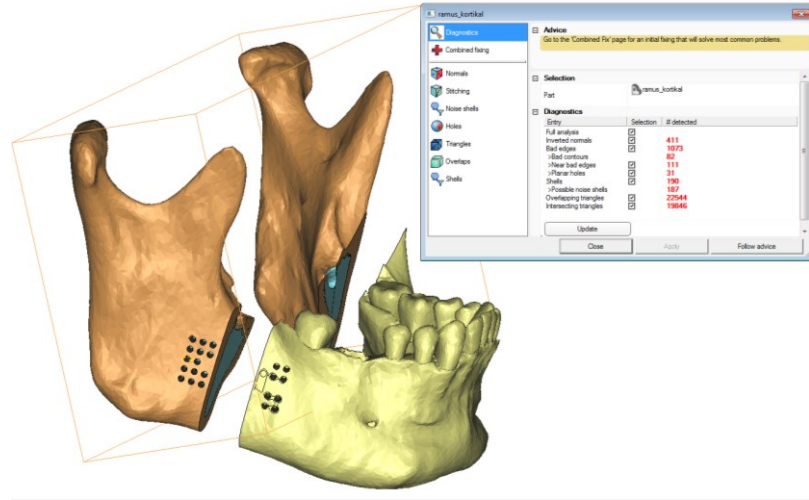
MIMICS'in 3Matic modülü ile sonlu elemanlar modeli elde edilmiş, ANSYS programında montajlanarak, sınır şartları belirlenmiş ve analizi yapılmıştır.

3.5.1. Modelin sonlu elemanlar modeline dönüştürülmesi



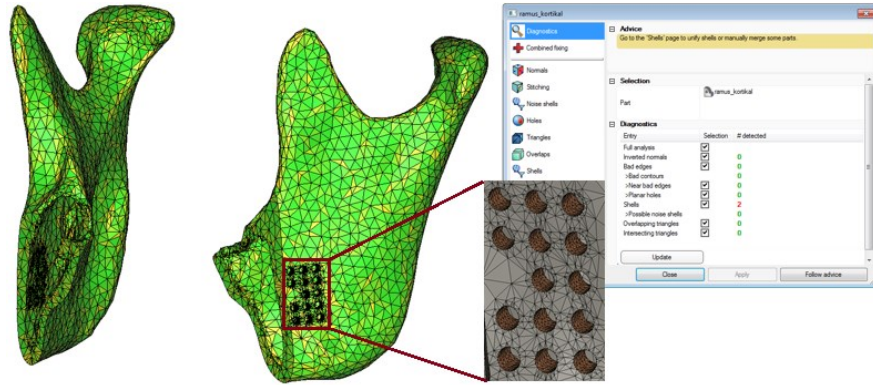
Şekil 3.29. Mesh optimizasyonu öncesinde alınan histogram

Mimics yazılımında, belirlenen optimum kesiden (diğer modeller için de aynı işlemler tekrarlanmıştır) sanal cerrahi uygulanarak, kallus dokuları modellenen *mandibula* parçaları mesh operasyonunun gerçekleştirilmesi için 3Matic modülüne aktarıldı. Şekil 3.28’de mesh parametrelerinin optimizasyonu ve modeldeki geometrik hataların giderilmesi işlemleri yapılmadan önceki yüzeysel mesh kalitesini gösteren histogram yer almaktadır. Program algoritması gereği, mesh kalitesi elemanların geometrisinin eşkenar üçgene (1 değeri) yakınlığıyla ilişkilendirilmiştir. 0 değeri ise kalitesiz meshleri ifade etmektedir. Histogram incelendiğinde eleman sayısının çok fazla ve kalitelerinin ise düşük olduğu görülmüştür.



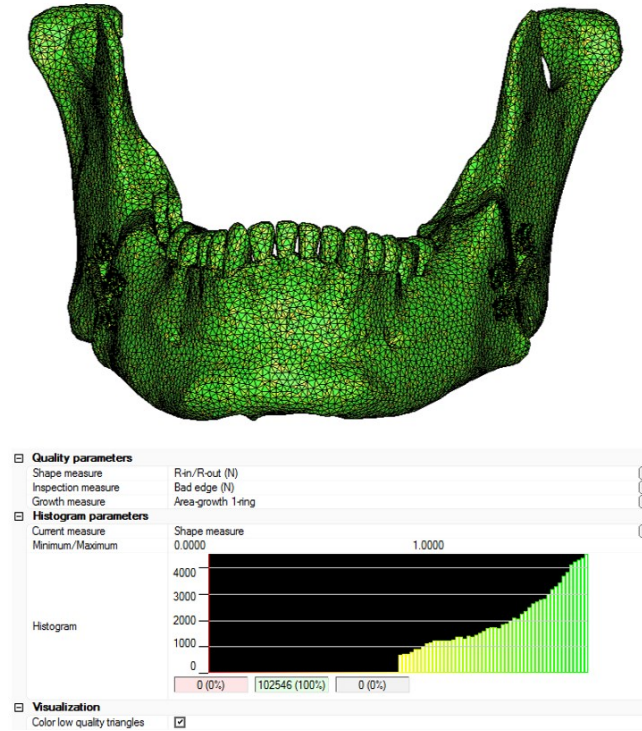
Şekil 3.30. Ramus kortikal parçasına ait hataları gösteren kontrol penceresi

Şekil 3.30’da *ramus kortikal* parçasına ait geometrik hatalar görülmektedir. Tüm parçalar için hata kontrol penceresinden hatalar tespit edilip, her parça için ayrı ayrı Şekil 3.30’da da görüldüğü gibi giderildi. Böylece modeldeki geometrik bozukluklar düzeltilerek yüzeysel mesh işlemi için daha düzgün bir geometri elde edilmiş oldu.



Şekil 3.31. Model hatalarının giderilmesi ve vida yuvalarına lokal mesh tanımlanması

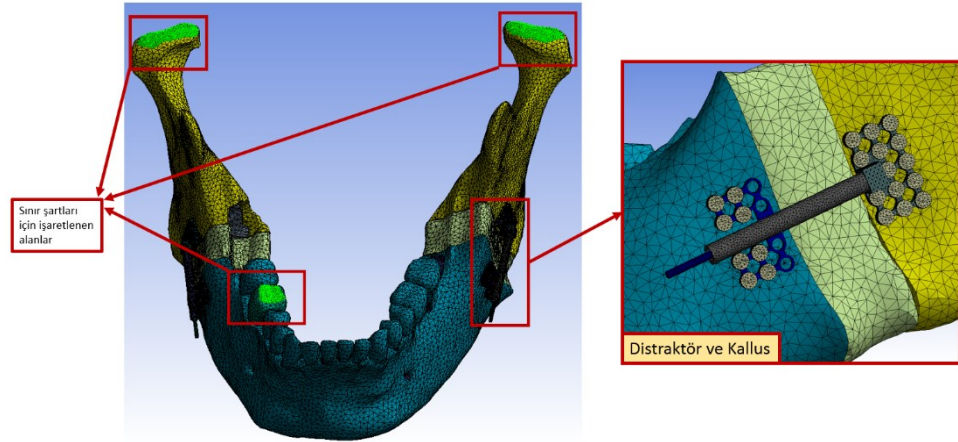
Ayrıca Şekil 3.31’de büyütülen alanda vida yuvaları bulunduğu için bu bölgeler özellikle işaretlenerek bu bölgeler için farklı mesh parametreleri kullanılmıştır. Bunun sebebi bu bölgelerde gerilme yoğunluğunun öngörülüp, kuvvet iletiminin düzgün bir şekilde sağlanmasının yanı sıra, global mesh parametreleri kullanıldığında vida yuvalarındaki geometrinin anormal derecede sapmaya uğramasıdır.



Şekil 3.32. Mesh optimizasyonu sonrasında elde edilen histogram

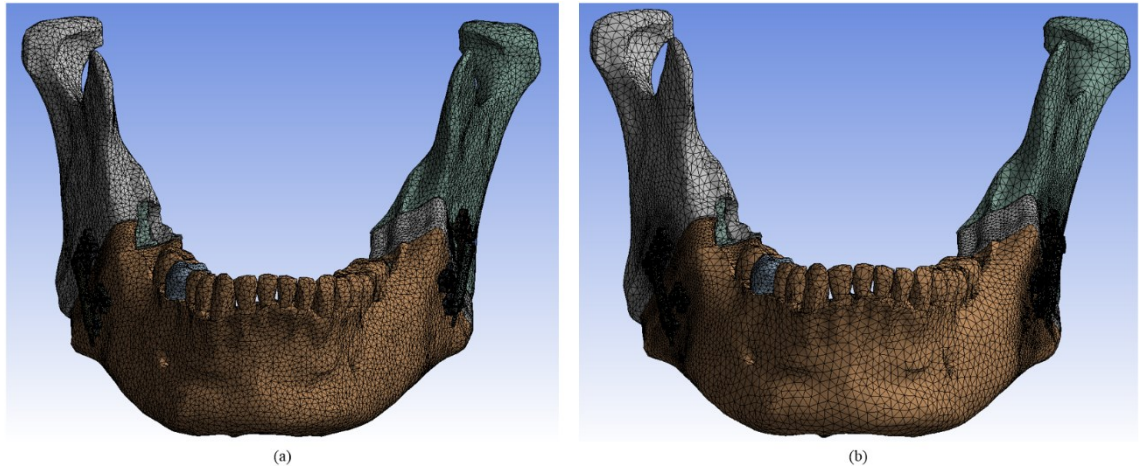
Mesh optimizasyonu neticesinde elde edilen histogram hataları giderilerek, kuvvet iletim bölgelerinde lokal mesh tanımlanan modelin yüzeysel mesh görüntüsü Şekil 3.32’de görülmektedir. Şekil 3.29’a kıyasla eleman sayısının yaklaşık dörtte birine düşürülmesine mukabil, mesh kalitesinin oldukça iyileştiği görülmüştür. Her parça için yüzeysel mesh optimizasyonu gerçekleştirilmiş ve hacimsel mesh oluşturulmuştur. Hacimsel mesh oluşturulan parçalar *.cdb formatında ANSYS dosyası olarak kaydedilmiştir.

Bu *.cdb dosyaları Ansys Workbench 14.0 yazılımının FE modülünde montajlanarak sonlu elemanlar modeli elde edilmiştir. Sınır şartlarının istenen şekilde uygulanabilmesi için kondil yüzeyleri ve kuvvetin uygulanacağı diş yüzeyi ayrı bileşenler olarak tanımlanmıştır. “*Skin detection tool*” menüsündeki parametreler sayesinde problemli yüzeyler giderilip “*Create initial geometry*” komutuyla hatasız bir geometrik model elde edilmiştir (Şekil 3.33).



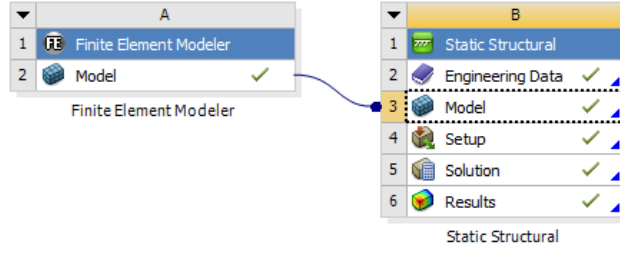
Şekil 3.33. Ansys Workbench FE modülünde oluşturulan montaj mesh ve bileşen tanımlanması

3.5.2. Sonlu elemanlar modellerinin mesh kalitelerinin kontrolü

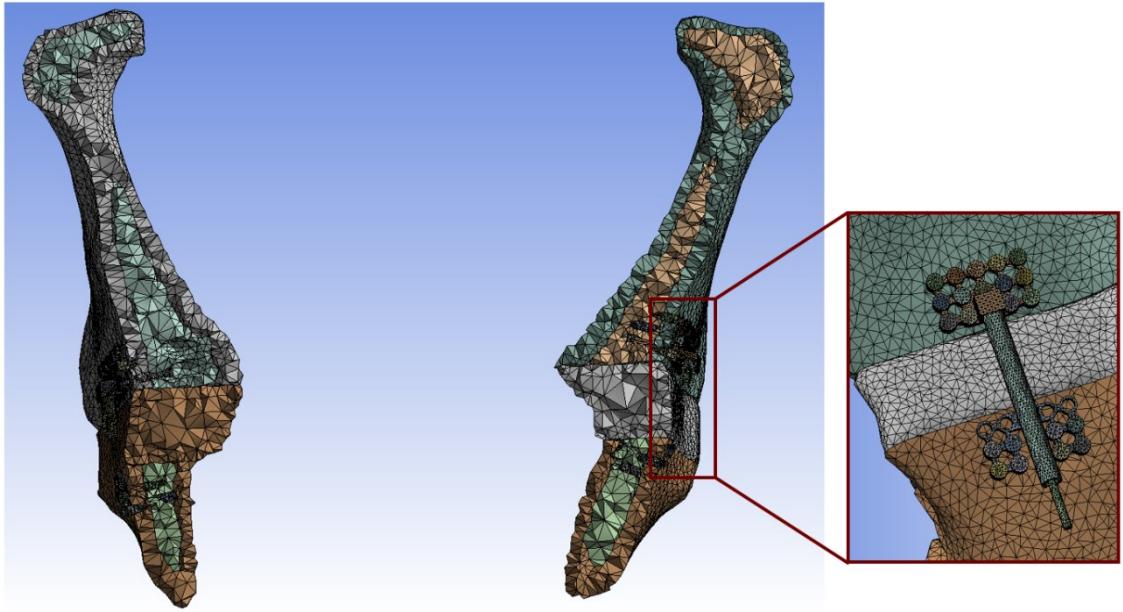


Şekil 3.34. 2. Modele ait (a) 3Matic, (b) Ansys mesh yapıları

Tüm modellerin mesh yapıları benzer olduğundan, sadece 2. Modele ait mesh yapısının görüntüsü Şekil 3.32’de verilmiştir. Ansys Workbench’in FE modülünde oluşturulan montaj mesh modeli “Static Structural” analiz sistemine aktarılmıştır (Şekil 3.35).



Şekil 3.35. Montaj mesh modelinin Static Structural analiz sistemine aktarılması

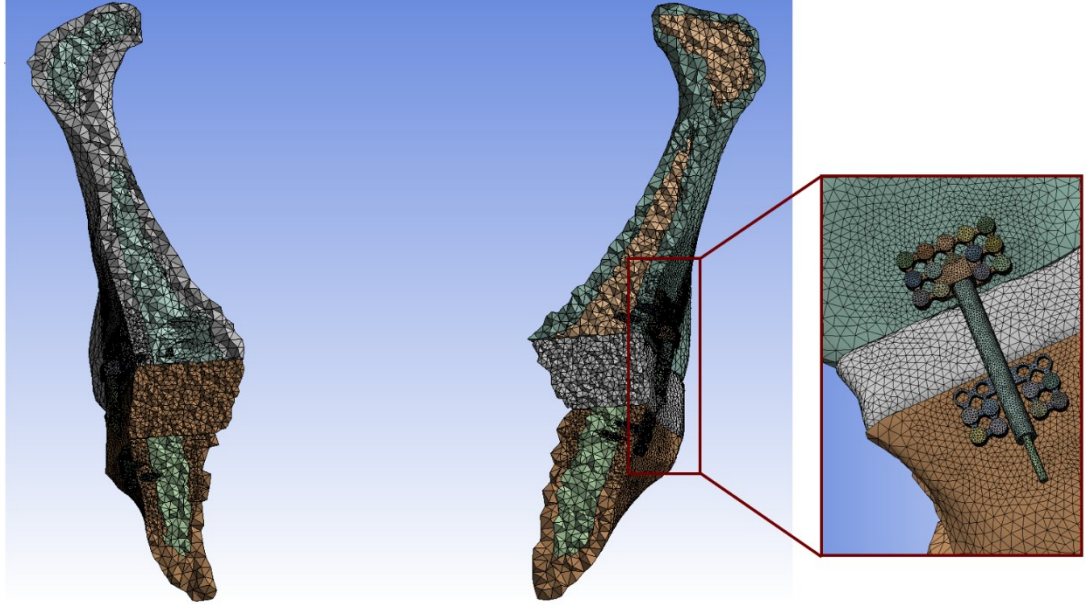


Şekil 3.36. 2. Modele ait 3Matic mesh yapısından kesit ile elde edilen iç yapı ve distraktör bağlantı bölgesi

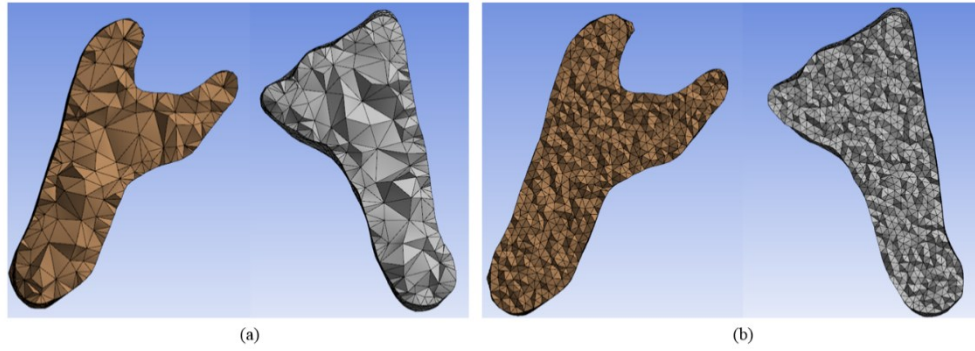
“Mesh Statistics” bölümünden mesh detayları, eleman kalitesi (element quality) ve çarpıklık (skewness) değerlendirme kriterlerine göre incelendi (Çizelge 3.2). Her üç model için de mesh kalitelerinin düşük olduğu not edildi. 3 Matic kaynaklı mesh yapısı yüzeysel olarak iyi görünmesine rağmen (Şekil 3.34.a) kesit alındığında içyapıdaki mesh yapısının düzgün olmadığı görülmüştür (Şekil 3.36).

Distraktör vidalarının mandibulayla olan bağlantı bölgelerindeki, kallus ve diğer bölgelerdeki mesh yapısı Şekil 3.35’te görüldüğü gibi optimize edilerek, korpus ve ramus arasındaki kuvvet iletiminin daha düzgün bir şekilde gerçekleşmesi sağlanmış, eleman

kalitesi (element quality) ve çarpıklık (skewness) değerlendirme kriterlerine göre mesh yapısının kalitesi doğrulanmıştır (Çizelge 3.2).



Şekil 3.37. 2. Modele ait Ansys mesh yapısından kesit ile elde edilen iç yapı ve distraktör bağlantı bölgesindeki yeni mesh yapısı



Şekil 3.38. Kallus içi mesh yapısı
(a) 3Matic, (b) Ansys

Çizelge 3.2. Sonlu elemanlar modellerinin mesh kalitelerinin kontrolü

	Değerlendirme Kriteri	3Matic Mesh	Ansys Mesh
1. Model	Eleman Kalitesi (Ortalama)	0.5689	0.7474
	Çarpıklık Değeri (Ortalama)	0.548	0.345
2. Model	Eleman Kalitesi (Ortalama)	0.5784	0.7826
	Çarpıklık Değeri (Ortalama)	0.5371	0.308
3. Model	Eleman Kalitesi (Ortalama)	0.5418	0.7243
	Çarpıklık Değeri (Ortalama)	0.5843	0.3727

Ansys Workbench'te tekrar mesh yapısı oluşturulan modellerin nod ve eleman sayıları artmıştır. Yeni mesh yapıları her ne kadar çözüm süresini artırsa da, sağlıklı sonuçlar elde edebilmek için gerekli görülmüştür. Çizelge 3.3'te modellere ait düğüm ve eleman sayıları verilmiştir.

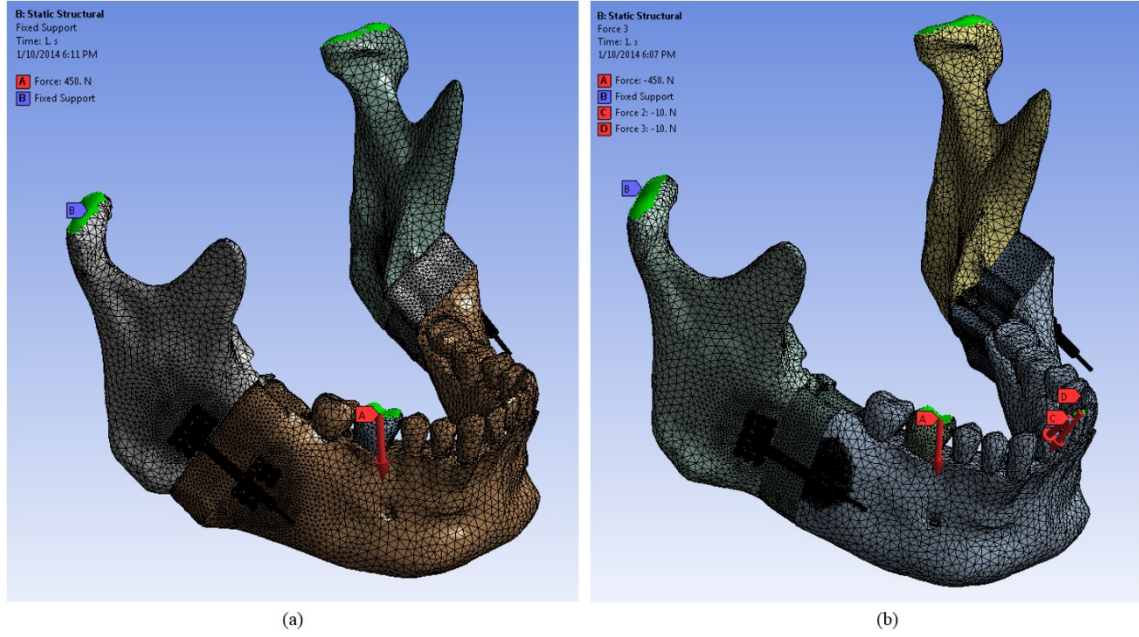
Çizelge 3.3. Sonlu elemanlar modellerindeki düğüm ve eleman sayıları

	Değerlendirme Kriteri	3Matic Mesh	Ansys Mesh
1. Model	Düğüm sayısı	99400	1007010
	Eleman Sayısı	321906	731219
2. Model	Düğüm sayısı	95606	1284134
	Eleman Sayısı	311995	793749
3. Model	Düğüm sayısı	115071	1011415
	Eleman Sayısı	392217	789437

3.5.3. Sınır şartlarının girilmesi

Posterior bölgedeki maksimum ve minimum çiğneme kuvvetleri 5 N ile 450 N arasında değişmektedir (Lin *et al.* 2006). Buradan hareketle en kritik değer olan 450 N değeri kullanılmış, analizler ve karşılaştırmalar bu değere göre yapılmıştır. Modeller kaput mandibuladan (kondil baş kısmı) mesnetlenmiştir. Şekil 3.37.a'da 1. ve 2. modellere ait

sınır şartları, Şekil 3.37.b’de ise 3. modele ait sınır şartları verilmiştir. 3. modele ait sınır şartlarında ön kesici dişlerin temasından kaynaklanan kuvvetler oluşacaktır. Bu değerler bilinmemekle birlikte yalnızca 2 diş çiftinin temasa geçtiği varsayılmış ve görece olarak küçük bir değer olan 10 N değeri verilmiştir.



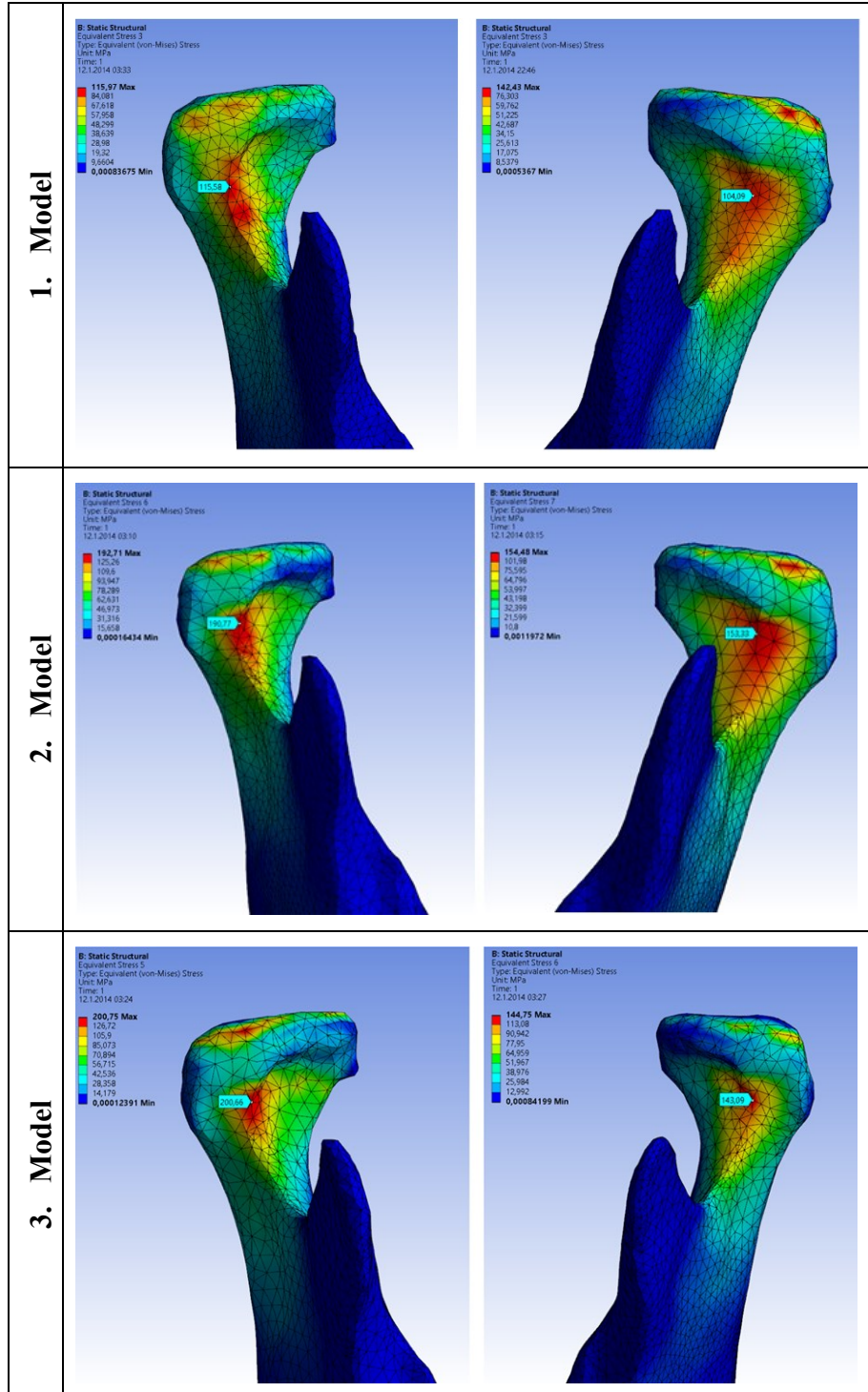
Şekil 3.39. Modellere ait sınır şartları

3.5.4. Sanal cerrahi alternatiflerinin gerilme ve deplasmanlar açısından incelenmesi

Kallusun tam olarak kemikleşmediği, aktivasyonun tamamlandığı ancak distraktörlerin demontajının yapılmadığı ve adeta fiksator görevi gördüğü aşama için malzeme modelleri tanımlanmış, sınır şartları belirlenen modellerin parçaları arasındaki kontak durumları kontrol edilmiş ve Sonlu Elemanlar modelleri çözümlenmiştir.

Analiz resimlerinde görülen renk skalası, maksimum (kırmızı), minimum (mavi), değerleri ve bu değerler arasındaki gerilme dağılımını göstermektedir.

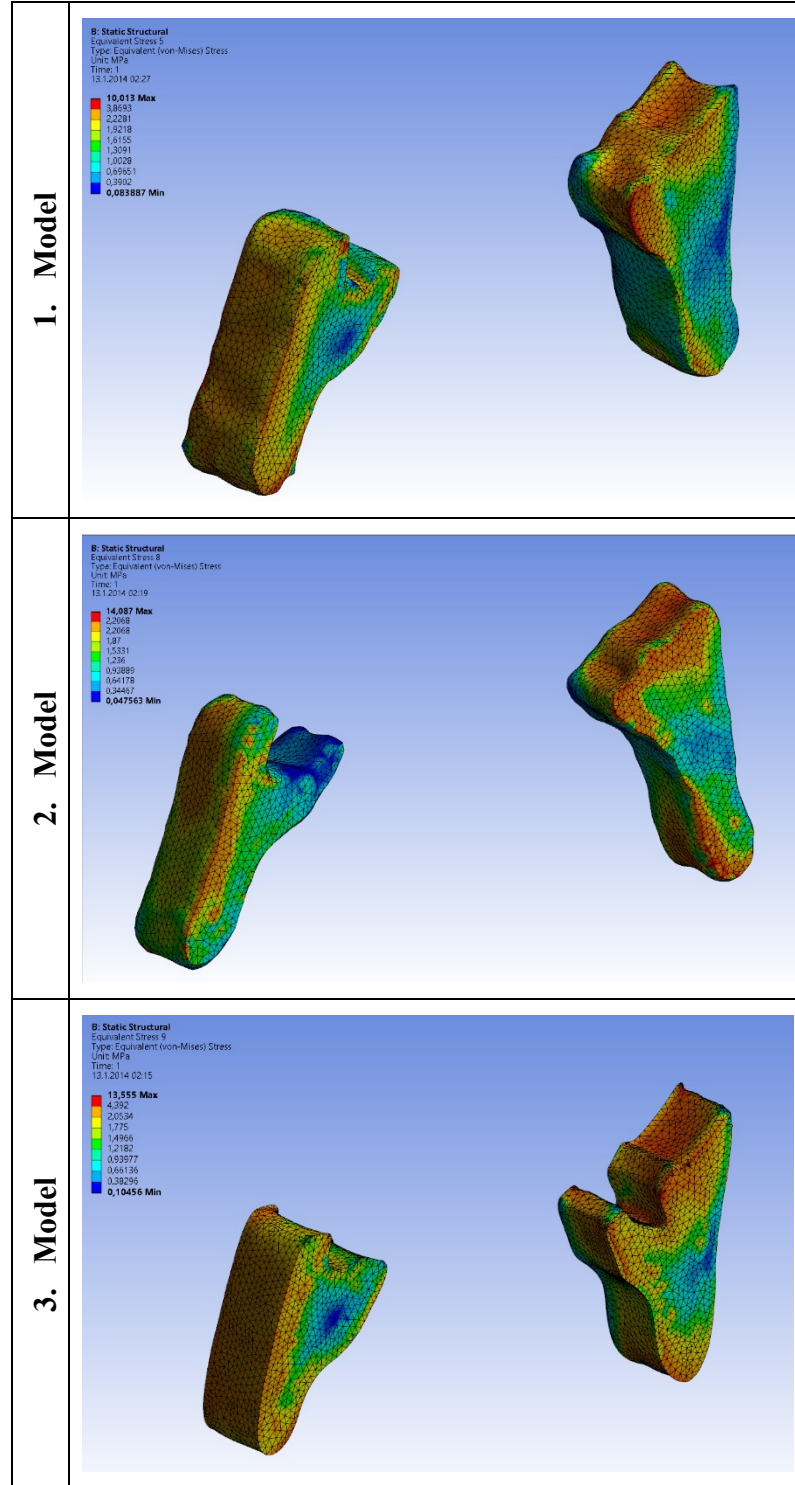
Çizelge 3.4. Kondillerdeki eşdeğer gerilme dağılımları (MPa)



Modellerin kondil ve çevresindeki eşdeğer gerilme dağılımları Çizelge 3.4’te verilmiştir. Gerilme miktarları incelendiğinde, gerilme yığılması bakımından en kritik bölgenin

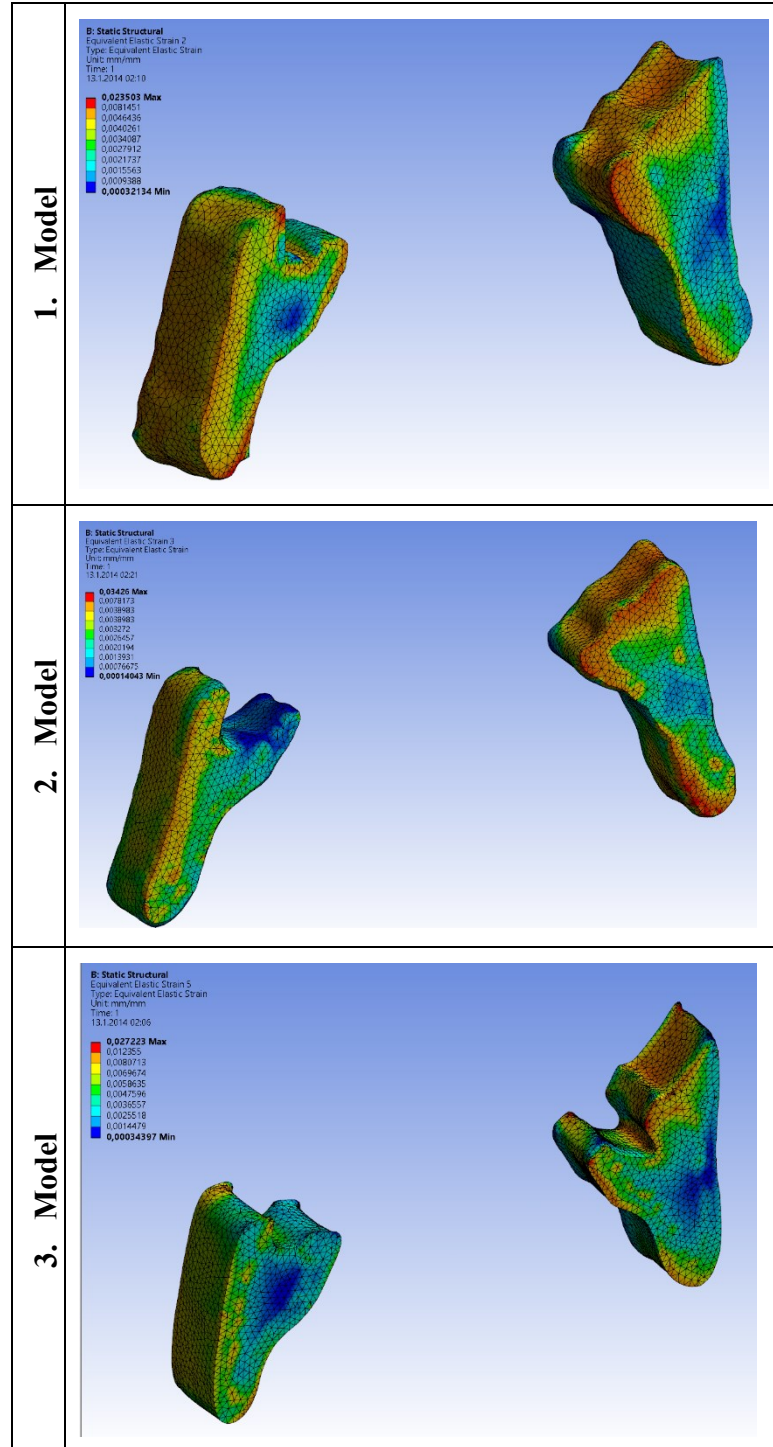
kollum bölgesi olduğu görülmektedir. En düşük gerilme değerleri 1. modele aittir.

Çizelge 3.5. Kalluslardaki eşdeğer gerilme dağılımları (MPa)



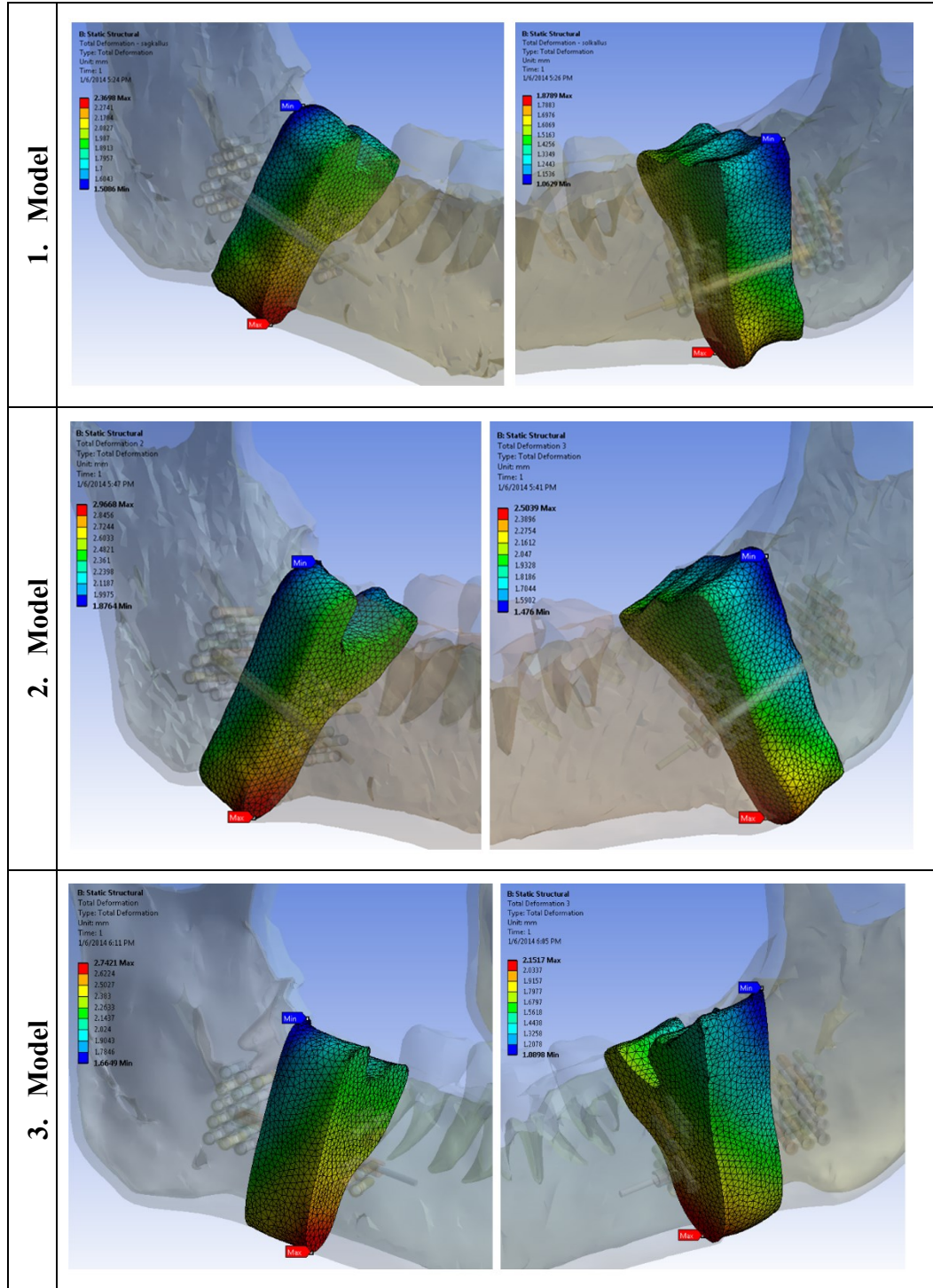
Modellerin kallus yapılarındaki eşdeğer gerilme dağılımları Çizelge 3.5’de verilmiştir. Gerilme miktarları incelendiğinde, en düşük gerilme değerlerinin 1. modelde elde edildiği görülmektedir.

Çizelge 3.6. Kalluslardaki eşdeğer birim uzama dağılımları (mm/mm)



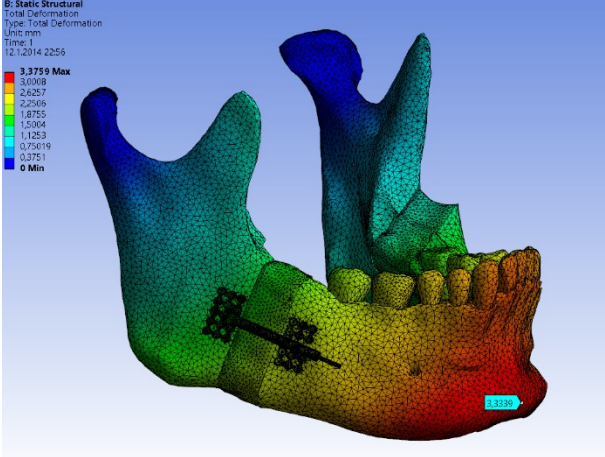
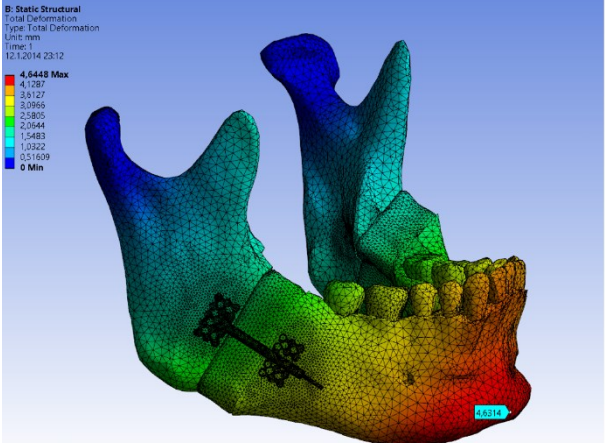
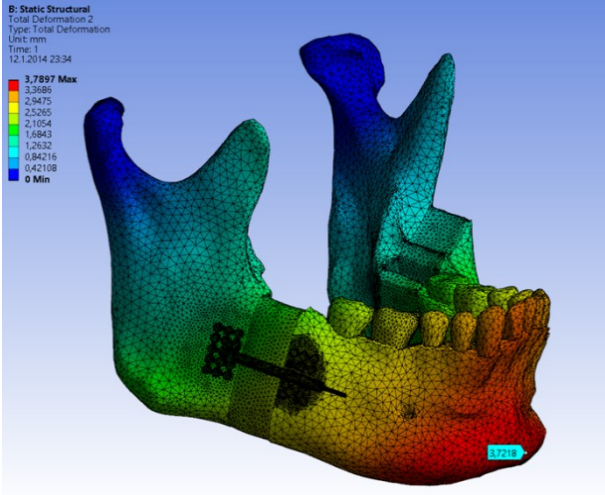
Modellerin kallus yapılarındaki eşdeğer birim uzama miktarları Çizelge 3.6’da verilmiştir. Değerler, genel olarak distal bölgeden proksimal bölgeye doğru azalmaktadır.

Çizelge 3.7. Kalluslardaki toplam deplasman miktarları (mm)



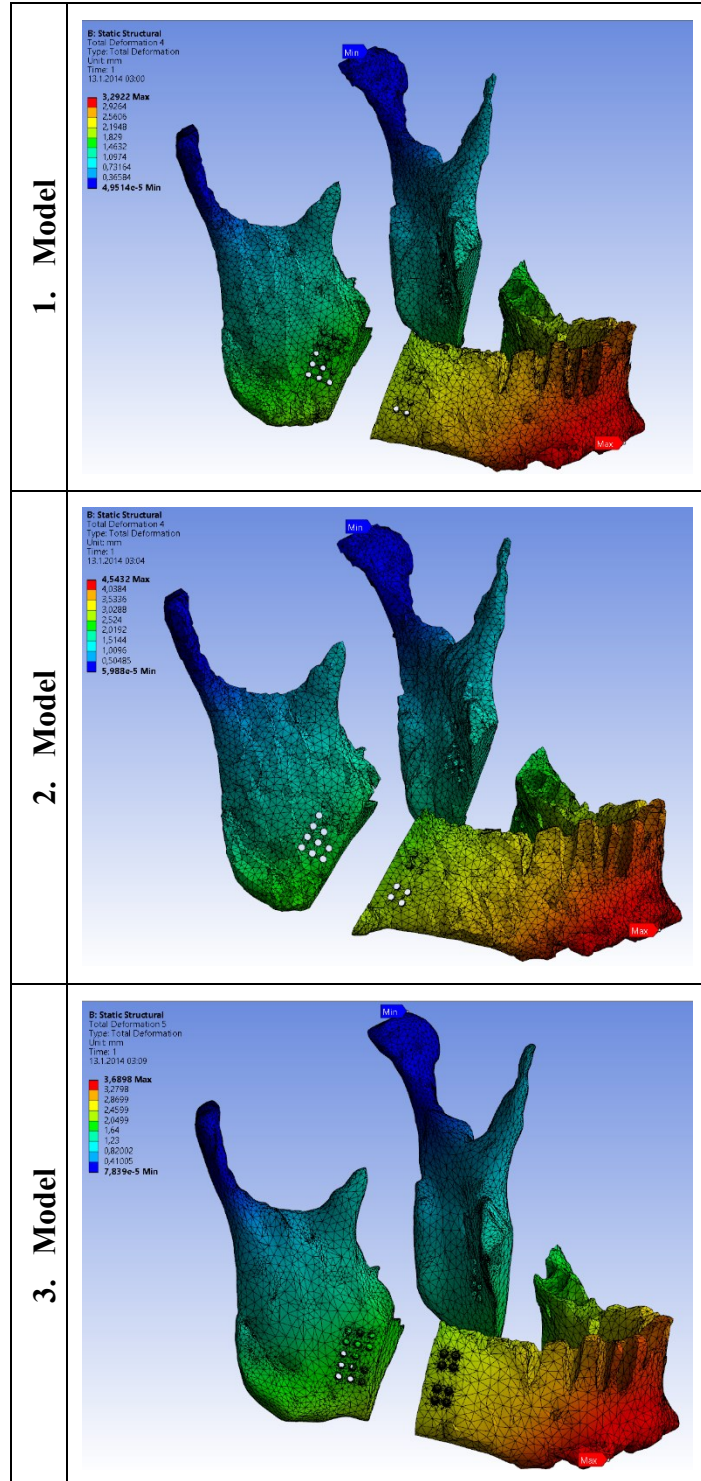
Modellerin kallus yapılarındaki toplam deplasman miktarları Çizelge 3.7’de verilmiştir.

Çizelge 3.8. Toplam deplasman miktarları (mm)

1. Model	
2. Model	
3. Model	

Modellerdeki toplam deplasman miktarları Çizelge 3.8’de verilmiştir. En fazla deplasmanın çene ucu bölgesinde açığa çıktığı görülmektedir.

Çizelge 3.9. Trabeküler kemikteki toplam deplasman miktarları (mm)



Modellerin trabeküler kısmındaki toplam deplasman miktarları Çizelge 3.9’da verilmiştir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

4.1. Toplam Deplasman Değerleri

Çizelge 4.1. Mandibular yapılardaki toplam deplasman değerleri (mm)

Mandibular yapılar	1. Model	2. Model	3. Model
Sağ Kallus	2,369	2,966	2,742
Sol Kallus	1,878	2,503	2,151
Trabeküler kemik	3,292	4,543	3,689
Tüm mandibula	3,375	4,644	3,789
Çene ucu	3,333	4,631	3,721

Mandibular yapılardaki toplam deplasman değerleri Çizelge 4.1’de verilmiştir. 1. modeldeki deplasman değerleri tüm mandibular yapılar için daha düşüktür.

4.2. Elastik Birim Uzama (Strain) Değerleri

Çizelge 4.2. Kalluslardaki strain değerleri(mm/mm)

Mandibular yapılar	1. Model	2. Model	3. Model
Kalluslar	0,023	0,034	0,027

Kallus dokusundaki eşdeğer birim uzama değerleri incelendiğinde en düşük değerin 1. modele ait olduğu görülmektedir (Çizelge 4.2).

4.3. Von-mises Eşdeğer Gerilme (Stress) Değerleri

Çizelge 4.3. Mandibular yapılardaki Von-Mises gerilme değerleri (MPa)

Mandibular yapılar	1. Model	2. Model	3. Model
Kalluslar	10,013	14,087	13,555
Sağ Kollum Mandibula	115,58	190,77	200,75
Sol Kollum Mandibula	104,09	153,33	144,75

5. SONUÇLAR ve TARTIŞMA

Araştırma bulgularına göre, optimum kesi hattından yapılan analizde, ideal kapanışın yanı sıra, kallusta oluşan deplasmanlar açısından da diğer kesi hatlarına göre oldukça olumlu sonuçlar elde edilmiştir. 2. modelde yapılan analizde kuvvetin kesi bölgesindeki moment etkisi arttığından kallusta oluşan deplasman değerleri artmış, görece olarak instabil duruma gelmiştir. 3. modelde ise 2 durum söz konusudur; ya gerekli olan distraksiyon miktarı tamamlanmayıp, maksiller ve mandibular dişler temasa geçtiğinde aktivasyon sonlandırılacak, veyahut distraksiyona devam edildikçe alt ve üst ön dişler arasında çatışmalara ve deplasmanlara neden olunacaktır. Her iki durum da operasyon başarısı açısından olumsuz sonuçlar barındırmaktadır. Distraksiyon miktarının gerektiği kadar yapılmaması estetik açıdan hedeflenen görünüme ulaşılmasına engel olacaktır. Aynı zamanda derin kapanış durumu da bir diğer problem olarak karşımıza çıkacaktır. Diğer durumda ise oluşan derin kapanış neticesinde temasa geçen mandibular ve maksiller kesici dişler, birbirlerine zıt yönlerde kuvvet uygulayacaklardır. Distraksiyona devam edildiği sürece, birbirlerini eğmeye zorlayacaklar ve bunun neticesinde derin kapanışa ek olarak ortodontik bozukluk da ortaya çıkacaktır.

Literatürde mandibula üzerinde yapılan sonlu elemanlar çalışmalarına bakıldığında, kondil ve çevresinin gerilme dağılımı bakımından en kritik bölgelerden biri olduğu görülmektedir. Bu bakımdan her üç model için de kondil çevresindeki gerilme dağılımları analiz edilmiş ve tüm modellerde kollum mandibula bölgesinde gerilme yoğunluğu bulunduğu görülmüştür. Klinik vakalarda, mandibulaya gelen etkili darbeler sonucunda kırıkların genellikle kollum mandibulada gerçekleştiği aktarılmaktadır (Sobotta *et al.* 2008). Sonuçlar bu bakımdan klinikle uyumludur. Kollum mandibula için elde edilen Von-Mises gerilme değerleri Çizelge 4.3'te verilmiştir.

1. modelde, kollum mandibuladaki Von-Mises gerilme değerleri kortikal kemiğin akma dayanımı olan 122 MPa (Boccaccio *et al.* 2006) değerinin altındadır. Ancak 2. ve 3. modellerde aynı bölgedeki gerilme değerleri kortikal kemiğin akma dayanımının üzerindedir. Distraktörlerin aktivasyonunun tamamlanmasına müteakip fiksator

göreviyle çalıştıkları periyot boyunca mandibulaya gelebilecek ani darbelerde kollum kırığı oluşma riski 2. ve 3. modellerde daha fazladır.

Modellerin sınır şartları modelleme kaynaklı bazı kısıtlar altında verildiğinden, elde edilen gerilme değerleri gerçek durumdaki gerilmelerden fazladır. Kaput mandibuladan mesnetlendiği kabul edilen modellerde gerçek durum bundan farklıdır. Sağ 2. molar dişe uygulanan üst limitteki statik yükün (450 N) yalnızca kondile iletildiği varsayılmıştır. Ancak gerçekte bu kuvvet; artiküler disk, temporal kemik ve diğer kraniyo-fasial yapılara iletilecek, dolayısıyla mandibula boyun bölgesinde daha düşük gerilme değerleri elde edilecektir.

Geleneksel distraksiyon osteogenezisinde distraksiyon kesisi tamamen vertikal düzlemde değil, sagittal düzleme doğru belirli bir açıyla gerçekleştirilmektedir. Bu açı nedeniyle, distraktör aktive edildikçe kemik segmentleri birbirinden uzaklaşırken interkondiler mesafede artış olması muhtemeldir. Bu da temporomandibular eklemden iç düzensizliklere yol açabilir. Ayrıca eklem kapsülü tarafından hareketi kısmen sınırlanan kondildeki gerilmelerin artması, kallusun göreceli olarak instabil duruma gelmesi muhtemeldir. Tez kapsamında gerçekleştirilen “kesi hattı optimizasyonu” tekniğiyle bu gibi dezavantajların da giderilmesi planlanmıştır.

Modeller stabilizasyon açısından incelendiğinde en stabil modelin “Osteotomi Hattının Optimizasyonu” tekniğiyle elde edilen 1. model olduğu görülmektedir (Çizelge 4.1).

Kallus yapısının bone-remodelling periyodunun kısaltılması kallus stabilizasyonunun artırılmasıyla mümkün olacağından, 1. modelde distraktör demontajının diğer modellere kıyasla daha erken yapılması, bu sayede hasta konforunun artırılması mümkün olacaktır. Konsolidasyon süresince floating-bone tekniğine başvurulmaması kallus stabilizasyonunu artıran diğer bir faktördür. Stabilizasyonun artması kallus yapısının sağlıklı bir şekilde kemikleşmesini sağlayacak ve ameliyat sonrası nüks (relaps) oluşma ihtimali azalacaktır.

Konvansiyonel yöntemde, osteotomi hattı cerrahın tercihine bağılı olarak belirlenmektedir. Bu yöntemde, oluşması muhtemel kapanış bozukluğunu gidermek gidermek için kullanılan floating-bone tekniğı, distraksiyon vektörünün yönünü değıştirerek kallusu yönlendirme esasına dayandığından, kallus stabilizasyonunu olumsuz etkilemektedir. İnovatif yöntemde ise osteotomi hattının açılandırılması hesaplamalı olarak belirlendiğınden distraksiyon vektörünün yönü, aktivasyon süresince sabit kalmaktadır. Bu sayede kallus stabilizasyonu artırılacak ve konsolidasyon periyodunun kısaltılması mümkün olacaktır.

Ön-arka yöndeki diş kapanış ilişkilerine bakıldığında, ideal kapanışa en yakın modelin yine 1. model olduğı görölmektedir. Geliştirilen teknikle DO sonrası oluşabilecek kapanış bozuklukları minimize edilecektir. Distraksiyon sonrası yapılacak ortodontik tedavi süresi kısalabilecektir.

Tez sonuçlarının ilgili cerrahi ve ortodontik birimlerle interdisipliner bir çalışma içerisinde tartışılıp, sonuçların kliniğıne yönelik olarak genişletilmesi post-operatif bakımdan hasta konforu, pre-operatif bakımdan ise cerrah için oldukça değerlidir.

KAYNAKLAR

- Anonymous, 2013a. Brittanica Human Body: Mandible, <http://global.britannica.com/EBchecked/media/101309/The-mandible>, (12.01.2014).
- Anonymous, 2013b. Anatomik düzlem ve eksenler, <http://myacsmmprep.wordpress.com/page/4/>, (13.01.2014).
- Baas, E.M., Pijpe, J. and de Lange, J., 2012. Long term stability of mandibular advancement procedures: bilateral sagittal split osteotomy versus distraction osteogenesis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 41 (2), 137-141.
- Boccaccio, A., Lamberti, L., Pappalettere, C., Carano, A. and Cozzani, M., 2006. Mechanical behavior of an osteotomized mandible with distraction orthodontic devices. *Journal of Biomechanics*, 39 (15), 2907-2918.
- Breuning, K.H., van Strijen, P.J., Prahl-Andersen, B. and Tuinzing, D.B., 2004. The overbite and intraoral mandibular distraction osteogenesis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 32 (2), 119-125.
- Hoffmeister, B., Marks, C. and Wolff, K., 1999. Floating bone concept in mandibular distraction. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 28, Supplement 1 (0), 90.
- Hutton, D.V., 2004. Fundamentals of finite element analysis. McGraw-Hill series in mechanical engineering. McGraw-Hill, xiv, 494 p. p, Boston.
- Lin, C.-L., Chang, S.-H., Wang, J.-C. and Chang, W.-J., 2006. Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *Journal of Dentistry*, 34 (9), 682-691.
- Madenci, E. and Guven, I., 2006. The finite element method and applications in engineering using ANSYS. Springer, xv, 686 p. p, New York.
- Ming-Yih, L., Chun-Li, L., Wen-Da, T. and Lun-Jou, L., 2010. Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 63 (3), 451-455.
- Noleto, J.W., Marchiori, E. and Da Silveira, H.M., 2010. Evaluation of Mandibular Ramus Morphology Using Computed Tomography in Patients With Mandibular Prognathism and Retrognathia: Relevance to the Sagittal Split Ramus Osteotomy. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68 (8), 1788-1794.
- Nooh, N., 2009. Stability of the mandible after bilateral sagittal split osteotomy: Comparison between positioning screws and plate. *The Saudi Dental Journal*, 21 (3), 123-126.
- Oba, Y., Yasue, A., Kaneko, K., Uchida, R., Shioyasono, A. and Moriyama, K., 2008. Comparison of stability of mandibular segments following the sagittal split ramus osteotomy with poly-L-lactic acid (PLLA) screws and titanium screws fixation. *Orthodontic Waves*, 67 (1), 1-8.
- Provatidis, C.G., Georgiopoulos, B., Kotinas, A. and McDonald, J.P., 2008. Evaluation of craniofacial effects during rapid maxillary expansion through combined in vivo/in vitro and finite element studies. *The European Journal of Orthodontics*, 30 (5), 437-448.
- Schreuder, W.H., Jansma, J., Bierman, M.W. and Vissink, A., 2007. Distraction osteogenesis versus bilateral sagittal split osteotomy for advancement of the retrognathic mandible: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 36

- (2), 103-10.
- Sobotta, J., Putz, R., Pabst, R. and Putz, R., 2008. Sobotta atlas of human anatomy : head, neck, upper limb, thorax, abdomen, pelvis, lower limb. Urban & Fischer/Elsevier, 818 p. p, Munchen.
- Vos, M.D., Baas, E.M., de Lange, J. and Bierenbroodspot, F., 2009. Stability of mandibular advancement procedures: Bilateral sagittal split osteotomy versus distraction osteogenesis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 38 (1), 7-12.
- Xiangdong, Q.I., Limin, M.A. and Shizhen, Z., 2012. The influence of the closing and opening muscle groups of jaw condyle biomechanics after mandible bilateral sagittal split ramus osteotomy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 40 (6), e159-e164.
- Yamashita, Y., Otsuka, T., Shigematsu, M. and Goto, M., 2011. A long-term comparative study of two rigid internal fixation techniques in terms of masticatory function and neurosensory disturbance after mandibular correction by bilateral sagittal split ramus osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 40 (4), 360-365.
- Yu, H., Shen, S.G., Wang, X., Zhang, L. and Zhang, S., 2013. The indication and application of computer-assisted navigation in oral and maxillofacial surgery—Shanghai's experience based on 104 cases. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 41 (8), 770-774.

ÖZGEÇMİŞ

1986 yılında İstanbul’da dünyaya geldi. İlk, orta ve lise öğrenimini İstanbul’da tamamladı. 2009 yılında İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi Lisans programından mezun oldu. 2010 yılında pyd. kom. teğmen rütbesiyle askerlik görevini tamamladı. 2011 yılında Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde Yüksek Lisans programına kayıt yaptırmaya hak kazandı. Aynı yıl, Bayburt Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Araştırma Görevlisi olarak göreve başladı. Yüksek lisans tez döneminde 5 ay süreyle Almanya’nın Albstadt-Sigmaringen Üniversitesi’nde, 1 ay süreyle de İngiltere’nin Southampton Üniversitesi’nde biyomekanik alanındaki tez çalışmalarını sürdürdü. Görevlendirme aldığı Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda görevini sürdürmekte ve biyomekanik alanında çalışmalarına devam etmektedir.