



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
ANKARA ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**FARKLI ŞEKİLLERDE YAPILAN MARJİNAL  
MANDİBULEKTOMİLERDE ÇEŞİTLİ REKONSTRÜKSİYON  
PLAĞI UYGULAMALARININ KUVVET İLETİMİNE  
ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Recep KESTANE**

**AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN  
Prof. Dr. Ahmet KESKİN**

**2015 – ANKARA**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**ANKARA ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI ŞEKİLLERDE YAPILAN MARJİNAL**  
**MANDİBULEKTOMİLERDE ÇEŞİTLİ REKONSTRÜKSİYON**  
**PLAĞI UYGULAMALARININ KUVVET İLETİMİNE**  
**ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE**  
**DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Recep KESTANE**

**AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**  
**DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**  
**Prof. Dr. Ahmet KESKİN**

**2015 – ANKARA**

## Kabul ve Onay

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü  
**Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD Doktora Programı**  
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından

**Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: ....../.../2015

.....

.....

(Jüri Başkanı)

.....  
..... Üniversitesi

.....  
..... Üniversitesi

.....  
..... Üniversitesi

.....  
..... Üniversitesi

## İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	xiv
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
1.1. Tanım	1
1.2. Mandibula Rezeksiyonlarının Sınıflandırılması	1
1.3. Marjinal Mandibulektomi Endikasyonları	2
1.4. Marjinal Mandibulektomi Avantajları	3
1.5. Mandibulada Tümör Yayılımı	3
1.6. Cerrahi Teknik	4
1.7. Mandibulanın Rekonstrüksiyonu	5
1.7.1. Mandibula Rekonstrüksiyonunun Amacı	5
1.7.2. Mandibulanın Rekonstrüksiyonunda Kullanılan Yöntemler	5
1.7.3. Rekonstrüksiyon Plakları	6
1.8. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)	8
1.8.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Terimler	9
1.8.1.1. Kütle ( <i>Mass</i> )	9
1.8.1.2. Kuvvet ( <i>Force</i> )	9
1.8.1.3. Gerilim ( <i>Stres</i> )	10
1.8.1.4. Asal Gerilim ( <i>Principal Stress</i> )	11
1.8.1.4. Eşdeğer Gerilim ( <i>Equivalent Stress, Von Mises Stres</i> )	11
1.8.1.5. Gerinim ( <i>Strain</i> )	12
1.8.1.6. Esneklik Katsayısı ( <i>Young's modülü</i> )	12
1.8.1.7. Poisson Oranı	13
1.8.1.8. Lineer Elastik Cisim	13
1.8.1.9. İzotrop cisim	13

1.8.1.10. Homojen cisim	14
1.8.1.11. Ağ Yapısı ( <i>Mesh</i> ) Oluşturulması	14
1.8.1.12. Sınır Şartları ( <i>Boundary Conditions</i> )	14
1.8.1.13. Elastik Deformasyon:	15
1.8.1.14. Plastik Deformasyon:	15
1.8.1.15. İzotropik Materyal:	15
1.8.1.16. Ortotropik Materyal:	15
1.8.1.17. Hooke Kanunu:	15
1.8.2. Sonlu Elemanlar Metodunda Çözüm Tekniği	16
1.8.3. SEA' nın Avantajları	17
<b>2. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>19</b>
2.1. Modellerin Oluşturulması	20
2.2. Ağ Yapısının Oluşturulması (Mesh Generation)	26
2.3. Eleman ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi	28
2.4. Sınır Koşulların Tayini (Boundary Conditions)	29
<b>3. BULGULAR</b>	<b>31</b>
3.1. Çalışmanın birinci aşaması	31
3.1.1. Köşeli ve Eğimli Modellerde Defekt Çevresinde Meydana Gelen Stresler	31
3.1.2. Köşeli ve Eğimli Modellerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	36
3.2. Çalışmanın ikinci aşaması	41
3.2.1. Modellerde Defekt Çevresinde Meydana Gelen Stresler	41
3.2.2. Modellerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler	50
3.2.3. Vida Çevrelerindeki Kemikte Meydana Gelen Stresler	55
3.2.4. Vidaların Kendi Üzerinde Oluşan Stresler	68
<b>4. TARTIŞMA</b>	<b>73</b>
<b>5. SONUÇ VE ÖNERİLER</b>	<b>79</b>
<b>ÖZET</b>	<b>81</b>
<b>SUMMARY</b>	<b>82</b>
<b>KAYNAKLAR</b>	<b>83</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	<b>89</b>

## ÖNSÖZ

Marjinal mandibulektomiler, alt çenede oluşan çeşitli patolojilerin cerrahi tedavisinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Tekniğin başlıca dezavantajı, mandibulayı zayıflatması sonucu postoperatif kırık riskinin oluşmasıdır. Böyle bir durumda mandibulanın yapısının rekonstrüksiyon plaklarıyla güçlendirilmesi gündeme gelmektedir. Bu çalışmada da postoperatif kırık riskini azaltacak ideal bir rezeksiyon şekli belirlemek ve farklı plak tasarımları karşılaştırılarak mandibulaya gelen stresleri en iyi azaltan uygulamayı belirlemek amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmasında, doktora eğitimim sürecinde ve meslek hayatımda her türlü desteğini ve hoşgörüsünü esirgemeyen ve benim için bir danışman hocadan çok daha fazla şeyler ifade eden sayın hocam Prof.Dr. Ahmet KESKİN'e,

Desteğini her daim yanımda hissettiğim sayın Dr. Dt. M. Emre YURTTUTAN'a,

Tez çalışmamdaki analizlerin yapılmasında emeği geçen sayın Ayberk YAĞIZ'a

Tüm doktora eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nın tüm öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma, hemşire ve personelimize,

Eğitimim süresince ihmal etmek zorunda kaldığım, hayatım boyunca bana koşulsuz destek olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## SİMGELER VE KISALTMALAR

a	İvme
$\Delta L$	Deformasyon
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
DOF	Degree of Freedom
E	Gerinim
F	Kuvvet
GB	Gigabyte
GHz	Giga Hertz
$\sigma$	Stres
$\sigma_e$	Equivalent Stress
k	Kuvvet Katsayısı
kgf	Kilogram force
KvP	Kilovolts Peak
L0	Orjinal Uzunluk
m	Kütle
mA	Miliamper
mm	Milimetre
mm <sup>2</sup>	Milimetrekare
MPa	Megapaskal
N	Newton
SEA	Sonlu Eleman Analizi
stl	Stereolithography
$\tau$	Makaslama Stresi
%	Yüzde

## ŞEKİLLER

<b>Şekil 2.1.</b> Tomografisi çekilen mandibulaya ait bir kesitin görüntüsü	20
<b>Şekil 2.2. a)</b> 3D - doctor yazılımında kemik dokusunun ayrıştırılması <b>b)</b> 3D - doctor yazılımında kemik dokusunun ayrıştırılması. <b>c)</b> “3d Complex Render” yöntemi ile elde edilen üç boyutlu model. <b>d)</b> Offset yöntemi ile elde edilen spongioz kemik	21
<b>Şekil 2.3.</b> “3d Complex Render” yöntemi ile elde edilen üç boyutlu model	22
<b>Şekil 2.4.</b> Offset yöntemi ile elde edilen spongioz kemik	23
<b>Şekil 2.5. a)</b> Köşeli tasarımla marjinal mandibulektomi uygulanan modele ait üç boyutlu görüntü <b>b)</b> Köşeleri yuvarlatılıp eğimli bir şekil verilerek marjinal mandibulektomi uygulanan modele ait üç boyutlu görüntü	23
<b>Şekil 2.6. a)</b> Model 1'e ait vida plak sisteminin tasarımını gösteren üç boyutlu görüntü. <b>b)</b> Model 2'ye ait vida plak sisteminin tasarımını gösteren üç boyutlu görüntü. <b>c)</b> Model 3'e ait vida plak sisteminin tasarımını gösteren üç boyutlu görüntü <b>d)</b> Model 4'e ait vida plak sisteminin tasarımını gösteren üç boyutlu görüntü	25
<b>Şekil 2.7. a)</b> Model 1' in üç boyutlu görüntüsü <b>b)</b> Model 2' nin üç boyutlu görüntüsü <b>c)</b> Model 3' ün üç boyutlu görüntüsü <b>d)</b> Model 4' ün üç boyutlu görüntüsü	26
<b>Şekil 2.8.</b> Modelin bricks ve tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiş hali	27
<b>Şekil 2.9.</b> Bricks ve tetrahedra katı modelleme sisteminde kullanılan değişik sayılarda nodlara sahip elemanlar	27
<b>Şekil 2.10.</b> Modellerden birinin sınır koşulları belirlenmiş hali	29
<b>Şekil 2.11. a)</b> Masseter ve temporal kasların mandibulaya uyguladıkları kuvvetlerin yönleri oklar ile gösterilmiştir <b>b)</b> Medial pterygoid kasın mandibulaya uyguladığı kuvvetin yönü ok ile gösterilmiştir	30

- Şekil 3.1.** a) Köşeli modelin kortikal kemiğinde oluşan Von Mises stres değerlerinin dağılımı b) Eğimli modelin kortikal kemiğinde oluşan Von Mises stres değerlerinin dağılımı c) Köşeli modelin spongiöz kemiğinde oluşan Von Mises stres değerlerinin dağılımı. d) Eğimli modelin spongiöz kemiğinde oluşan Von Mises stres değerlerinin dağılımı 32
- Şekil 3.2.** Köşeli ve eğimli modellerde oluşan Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması 33
- Şekil 3.3.** a) Köşeli modelin kortikal kemiğinde oluşan maksimum principal stres değerlerinin dağılımı. b) Eğimli modelin kortikal kemiğinde oluşan maksimum principal stres değerlerinin dağılımı c) Köşeli modelin spongiöz kemiğinde oluşan maksimum principal stres değerlerinin dağılımı d) Eğimli modelin spongiöz kemiğinde oluşan maksimum principal stres değerlerinin dağılımı 34
- Şekil 3.4.** Köşeli ve eğimli modellerde meydana gelen maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırılması 34
- Şekil 3.5.** a) Köşeli modelin kortikal kemiğinde oluşan minimum principal stres değerlerinin dağılımı. b) Eğimli modelin kortikal kemiğinde oluşan minimum principal stres değerlerinin dağılımı c) Köşeli modelin spongiöz kemiğinde oluşan minimum principal stres değerlerinin dağılımı. d) Eğimli modelin spongiöz kemiğinde oluşan minimum principal stres değerlerinin dağılımı 35
- Şekil 3.6.** Köşeli ve eğimli modellerde meydana gelen minimum principal stres değerlerinin karşılaştırılması 36
- Şekil 3.7.** a) Köşeli modelde meydana gelen yer değiştirme büyüklüklerinin dağılımı. b) Eğimli modelde meydana gelen yer değiştirme büyüklüklerinin dağılımı. 36
- Şekil 3.8.** Köşeli ve eğimli modellerde meydana gelen yer değiştirme büyüklüklerinin karşılaştırılması. 37
- Şekil 3.9.** a) Köşeli modelin X komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı. b) Eğimli modelin X komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı 37

<b>Şekil 3.10.</b> Her iki modelin X komponentinde meydana gelen yer değiştirmelerin karşılaştırılması.	38
<b>Şekil 3.11. a)</b> Köşeli modelin Y komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı. <b>b)</b> Eğimli modelin Y komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı	39
<b>Şekil 3.12.</b> Her iki modelin Y komponentinde meydana gelen yer değiştirmelerin karşılaştırılması	39
<b>Şekil 3.13. a)</b> Köşeli modelin Z komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı. <b>b)</b> Eğimli modelin Z komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı	40
<b>Şekil 3.14.</b> Her iki modelin Z komponentinde meydana gelen yer değiştirmelerin karşılaştırılması	40
<b>Şekil 3.15. a)</b> Model 1 de defekt çevresinde oluşan Von Mises stres dağılımları <b>b)</b> Model 2 de defekt çevresinde oluşan Von Mises stres dağılımları <b>c)</b> Model 3 de defekt çevresinde oluşan Von Mises stres dağılımları <b>d)</b> Model 4 de defekt çevresinde oluşan Von Mises stres dağılımları	42
<b>Şekil 3.16.</b> Modellerin defekt çevresindeki kortikal ve spongioz kemiklerde meydana gelen Von Mises stres değerlerinin karşılaştırması.	44
<b>Şekil 3.17. a)</b> Model 1 de defekt çevresinde oluşan maksimum principal stres dağılımları <b>b)</b> Model 2 de defekt çevresinde oluşan maksimum principal stres dağılımları <b>c)</b> Model 3 de defekt çevresinde oluşan maksimum principal stres dağılımları <b>d)</b> Model 4 de defekt çevresinde oluşan maksimum principal stres dağılımları	45
<b>Şekil 3.18.</b> Modellerin defekt çevresindeki kortikal ve spongioz kemiklerde meydana gelen maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırması.	47
<b>Şekil 3.19. a)</b> Model 1 de defekt çevresinde oluşan minimum principal stres dağılımları <b>b)</b> Model 2 de defekt çevresinde oluşan minimum principal stres dağılımları <b>c)</b> Model 3 de defekt çevresinde oluşan minimum principal stres dağılımları <b>d)</b> Model 4 de defekt çevresinde oluşan minimum principal stres dağılımları	48

- Şekil 3.20.** Modellerin defekt çevresindeki kortikal ve spongioz kemiklerde meydana gelen minimum principal stres değerlerinin karşılaştırması. 50
- Şekil 3.21.** a) Model 1'de yer değiştirme miktarı dağılımları b) Model 2'de yer değiştirme miktarı dağılımları. c) Model 3'de yer değiştirme miktarı dağılımları. d) Model 4'de yer değiştirme miktarı dağılımları 51
- Şekil 3.22.** Modellerin yer değiştirme büyüklüklerinin karşılaştırması 51
- Şekil 3.23.** a) Model 1'de X komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı b) Model 2'de X komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı c) Model 3'de X komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı d) Model 4'de X komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı 52
- Şekil 3.24.** Modellerin X komponentindeki yer değiştirmelerinin karşılaştırması 52
- Şekil 3.25.** a) Model 1'de Y komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı b) Model 2'de Y komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı c) Model 3'de Y komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı d) Model 4'de Y komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı 53
- Şekil 3.26.** Modellerin Y komponentindeki yer değiştirmelerinin karşılaştırması 53
- Şekil 3.27.** a) Model 1'de Z komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı b) Model 2'de Z komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı c) Model 3'de Z komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı d) Model 4'de Z komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı 54
- Şekil 3.28.** Modellerin Z komponentindeki yer değiştirme büyüklüklerinin karşılaştırması 54
- Şekil 3.29.** a) Model 1'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte Von Mises stres dağılımları b) Model 2'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte Von Mises stres dağılımları c) Model 3'de vida çevrelerindeki

	kortikal kemikte Von Mises stres dağılımları <b>d) Model 4'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte Von Mises stres dağılımları</b>	56
<b>Şekil 3.30.</b>	Vida çevrelerindeki kortikal kemikte Von Mises stres değerlerinin karşılaştırması	58
<b>Şekil 3.31.</b>	<b>a)</b> Model 1'de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte Von Mises stres dağılımları. <b>b)</b> Model 2'de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte Von Mises stres dağılımları. <b>c)</b> Model 3'de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte Von Mises stres dağılımları. <b>d)</b> Model 4'de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte Von Mises stres dağılımları	59
<b>Şekil 3.32.</b>	Vida çevrelerindeki spongiöz kemikte Von Mises stres değerlerinin karşılaştırması	59
<b>Şekil 3.33.</b>	<b>a)</b> Model 1'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte maksimum principal stres dağılımları <b>b)</b> Model 2'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte maksimum principal stres dağılımları <b>c)</b> Model 3'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte maksimum principal stres <b>d)</b> Model 4'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte maksimum principal stres dağılımları	60
<b>Şekil 3.34.</b>	Vida çevrelerindeki kortikal kemikte maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırması	62
<b>Şekil 3. 35.</b>	<b>a)</b> Model 1' de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte maksimum principal stres dağılımları <b>b)</b> Model 2' de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte maksimum principal stres dağılımları <b>c)</b> Model 3' te vida çevrelerindeki spongiöz kemikte maksimum principal stres dağılımları <b>d)</b> Model 4' te vida çevrelerindeki spongiöz kemikte maksimum principal stres dağılımları	63
<b>Şekil 3.36.</b>	Vida çevrelerindeki spongiöz kemikte maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırması	63
<b>Şekil 3.37.</b>	<b>a)</b> Model 1'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte minimum principal stres dağılımları	64
<b>Şekil 3.38.</b>	Vida çevrelerindeki kortikal kemikte minimum principal stres değerlerinin karşılaştırması	66

- Şekil 3.39.** a) Model 1' de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte minimum principal stres dağılımları 67
- Şekil 3.40.** Vida çevrelerindeki spongiöz kemikte minimum principal stres değerlerinin karşılaştırması 67
- Şekil 3.41.** a) Model 1' de vidalarda oluşan Von Mises stres dağılımları.  
b) Model 2' de vidalarda oluşan Von Mises stres dağılımları.  
c) Model 3' te vidalarda oluşan Von Mises stres dağılımları.  
d) Model 4' te vidalarda oluşan Von Mises stres dağılımları 68
- Şekil 3.42.** Vidalarda oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırması 69
- Şekil 3.43.** a) Model 1' in plağında oluşan Von Mises stres dağılımları  
b) Model 2' nin plağında oluşan Von Mises stres dağılımları  
c) Model 3' ün plağında oluşan Von Mises stres dağılımları (Plağın medial yüzünün görünümü) d) Model 4' ün plağında oluşan Von Mises stres dağılımları 70
- Şekil 3.44.** Plaklardan ölçülen en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırması 72

## ÇİZELGELER

<b>Çizelge 2.1.</b> Elde edilen modellere ait eleman ve düğüm sayıları.	28
<b>Çizelge 2.2.</b> Modellerde kullanılan materyallerin mekanik özellikleri.	29
<b>Çizelge 2.4.</b> Çeneyi kapatan kaslar ve ısırma sırasında uyguladıkları kuvvetler.	30

# 1. GİRİŞ

## 1.1. Tanım

Marjinal mandibulektomi Crile (1923) tarafından “mandibula alt kısmındaki kemiği koruyarak keskin bir keski veya testere yardımıyla kemiğin bir parçasının, alveolün üzerindeki tümöral dokuyla birlikte rezeke edilmesi” şeklinde tanımlanmıştır.

Marjinal mandibulektominin güncel tanımı ise; mandibula alt kenarındaki kemiğin korunarak, mandibular alveoler kemiğin lingual kısmının veya hem bukkal hem de lingual kısmın tamamının rezeksiyonu şeklindedir (Moore ve ark., 2000).

Yöntem, alt çenede veya ağız tabanında görülen malign ve lokal agresif olan tümörlerin eksizyonunda başarı ile uygulanmaktadır. Mandibula alt kenarını koruyarak tümörün cerrahi sınırlarını tamamen içine alacak boyutlarda hazırlanan, iki vertikal ve bir horizontal osteotomiden oluşan konservatif bir tekniktir.

## 1.2. Mandibula Rezeksiyonlarının Sınıflandırılması

Mandibulada çok çeşitli patolojiler ortaya çıkabilmekte ve bu patolojilerin tedavisinde mandibula rezeksiyonları sıklıkla uygulanmaktadır. Bir çok kaynakta mandibula rezeksiyonları ikiye ayrılarak şöyle sınıflandırılmıştır (Namaki ve ark. 2004; Haraguchi ve ark. 2003).

- i. Segmental mandibulektomi (mandibula devamlılığının bozulduğu olgular).
- ii. Marjinal mandibulektomi (mandibula devamlılığının bozulmadığı olgular).

### 1.3. Marjinal Mandibulektomi Endikasyonları

- I. Osteomyelit, osteoradyonekroz veya bifosfonat kullanımına bağlı osteonekroz olgularında (Thorne, 1997; Chim ve ark., 2010; Salgueiro, 2010);
  - II. Nüks ihtimali yüksek olan benign ancak lokal agresiv patolojiler mandibulayı tutmuşsa;
  - III. Klinik ve radyografik olarak mandibula invazyonu bulguları olan küçük boyuttaki skuamoz hücreli karsinoma bulunuyor ise;
  - IV. Mandibulaya yapışık tümör kitlesi bulunuyor ise;
  - V. Direkt grafi, ortopantomografi veya bilgisayarlı tomografide görülen mandibula tümör invazyonu varlığında;
  - VI. Ağız kavitesinde ulaşımı zor bir bölgedeki primer tümörün üç boyutlu olarak sınırlarına ulaşabilmek için;
  - VII. Primer tümör mandibula ile komşulukta ise;
- marjinal mandibulektomi uygulanabilmektedir (Ertem, 2010).

Oral kanserli hastalarda segmental veya marjinal mandibulektomilerden hangisinin tercih edileceğini, patolojinin klinik ve radyolojik olarak kemiğe invazyon derecesi ile rezidüel kemik miktarı belirler. Tümöral doku çok ileri derecede medüller kemiği etkilemişse veya mandibula atrofik ve ince ise, marjinal rezeksiyon yeterli miktarda rezidüel kemik kalmasını sağlayamayacaksa segmental rezeksiyon tercih edilebilir. Kanser sebebiyle, mandibulanın kansellöz kısmını etkileyen geniş invazyon bulunması halinde, mandibulanın metastatik tümörlerinde, inferior alveolar kanal veya sinire tümör invazyonunda ve mandibula etrafındaki yumuşak dokunun geniş bir şekilde etkilenmesi durumunda yine segmental mandibulektomi uygulanmalıdır (Shah ve Gil, 2008).

Radyoterapi görmüş hastalarda, osteoblastik aktivitenin azalması ve patolojik kırık riskinin artması sebebiyle marjinal mandibulektomi primer cerrahi yöntem olarak düşünülmemiş, birçok araştırmacı tarafından segmental mandibulektomi önerilmiştir (Wax, 2005; Dubner ve Heller, 1993).

#### **1.4. Marjinal Mandibulektomi Avantajları**

- I. Hasta için konfor artışı ,
- II. Postoperatif fonksiyon kaybının az olması ,
- III. Daha hızlı iyileşme,
- IV. Maliyetin azalması ve uygulanan işlemin hasta ve hekim açısından daha kolay olması,
- V. Estetik ve hasta kabulünün iyi olması ,
- VI. Rekonstrüksiyon ve rehabilitasyonun daha iyi sağlanabilmesidir.

Ancak bu avantajların yanında, marjinal rezeksiyon sonrası rezidüel mandibulanın yapısının zayıflaması, postoperatif dönemde mandibulada patolojik kırık oluşma ihtimalini doğurmaktadır (Ertem, 2010).

#### **1.5. Mandibulada Tümör Yayılımı**

Ağız taban mukozasının ve dentoalveoler yapıların tümörle ilişkisi, tümörün yayılmasında ve tedavi planlamasında önem taşımaktadır (Wax ve ark., 2002).

Marchetta ve ark. (1971) ile Carter ve ark. (1983) oral kavite tümörlerinin mandibulayı genellikle direkt genişleme ile etkilediğini, lenfatik kanallar ile pek etkilemediğini göstermişlerdir. Bu sebeple mandibulanın bir parçasının rezeksiyonu olan marjinal mandibulektomi onkolojik olarak mümkün olabilmektedir.

Gingivobukkal kompleks kanserleri, mukoza yüzeyinde veya submukozal yumuşak dokuda, bukkal ve labial gingivaya ilerler. Bu noktadan sonra tümör hücreleri, periosteumun bu ilerlemenin önünde bir bariyer görevi görmesi sebebiyle, doğrudan kortikal kemiğe doğru ilerleyemez (Ertem, 2010).

Tümör hücreleri mandibulada alveole ulaştığında, dental soketlerdeki boşluklar sayesinde, bağlantı epitelinden alveole ilerler. Bu hücreler kök yüzeyinde ilerleyip, mandibulanın spongios kısmını etkiler ve inferior alveolar kanala ulaşırlar. Dişsiz hastalarda ise, alveoler kemiklerdeki porlar ve küçük boşluklar sayesinde invazyon gösterirler. Bu yayılım yollarını bilmek, cerrahi rezeksiyon şekline karar vermede önemlidir (Mcgregor ve Macdonald,1988; Shah ve Gil, 2008 ).

Histolojik incelemede invazyonun sınıflandırılması şu şekilde yapılmaktadır. İnvazyon kortikal kemikte sınırlı kalmış ve daha ileri gitmemişse **yüzeysel invazyon**, spongios ve medüller kemik invazyonu bulunuyor ise ve inferior alveolar kanal etkilenmemiş ise **orta seviyede invazyon**, inferior alveolar kanala ulaşmış ise **derin invazyon** olduğuna karar verilmelidir (Lam ve ark., 1999).

## 1.6. Cerrahi Teknik

Dişli mandibulada rezeksiyon planlamasında, patoloji ile ilişkili olan dişler veya çürük sebebiyle alınacak dişler değerlendirilerek rezeksiyon sınırlarına karar verilmelidir. İnsizyon rezeksiyonun kapsayacağı diş köklerini ve onkolojik olarak çıkarılacak sahayı içine alacak şekilde yapılır. Mukoperiosteal lambo kaldırıldıktan sonra testere yardımıyla devamlılık sağlayarak üç boyutlu olarak kesi yapılır (Ertem, 2010). Wax (2005), rezeksiyonun kenarlarının ve özellikle köşelerinin keskinlik kalmayacak şekilde traşlanmasının iyileşmeyi kolaylaştıracak ve stres yoğunlaşmasını azaltacak bir faktör olduğunu belirtmektedir.

Barttelbort ve ark. (1987) mandibulektominin köşeli olarak hazırlanması sebebiyle gelişen % 15 kırık insidansı bildirmiştir.

Ertem (2010) köşeli ve eğimli yapılan marginal mandibulektomileri karşılaştırmış ve köşeli tasarımda özellikle posterior köşede ve dış kortekste daha fazla stres oluştuğunu belirtmiştir.

Melugin ve ark. (2001), yaptıkları bir invitro çalışmada rezeksiyon tabanı ve mandibula alt kenarı arası kalınlığın 9 mm'nin altında olduğu durumlarda mandibulanın okluzal kuvvetlere dayanamayacağını belirtmişlerdir. Wax (2005) ise 1 cm'nin altındaki rezidüel kalınlığın kırık riski taşıdığını bildirmiştir.

Uygulanan cerrahi tekniğin tipine veya rezidüel kemik miktarına göre postoperatif patolojik kırık meydana gelme ihtimali ortaya çıkmaktadır. Riskli durumlarda serbest osteokutanöz doku transferi yapılmasının, mandibulaya ek yapısal destek sağlayacağı düşünülmektedir (Wax, 2005). Ancak bu tarz doku transferleri hastanın genel durumunun uygun olmaması ve donör saha morbiditesi gibi riskler sebebiyle her zaman endike olamamaktadır. Böyle durumlarda postoperatif kırık riskini azaltmak veya ortadan kaldırmak için rekonstrüksiyon plakları yardımıyla mandibulanın güçlendirilmesi düşünülebilir.

## **1.7. Mandibulanın Rekonstrüksiyonu**

### **1.7.1. Mandibula Rekonstrüksiyonunun Amacı**

Rekonstrüksiyondan beklenen; yutkunma, çiğneme ve konuşma gibi fonksiyonların sürdürülebilmesi için mandibulanın yapısal bütünlüğünün korunmasıdır (Schliephake ve Jamil, 2002). Bunların yanında fasiyal simetrinin sürdürülmesi ve insizyon skarlarından kaçınılması vasıtasıyla estetiğin idamesi, hastanın sosyal yaşamını ve özgüvenini olumlu yönde etkileyecektir (Shah ve ark., 2003)

### **1.7.2. Mandibulanın Rekonstrüksiyonunda Kullanılan Yöntemler**

Gerek marjinal gerekse segmental mandibulektomilerden sonra yapılacak rekonstrüksiyon, hastanın genel sağlık durumuna, rezeksiyon bölgesine ve rezeke edilen kemiğin büyüklüğüne göre değişebilmektedir.

Kullanılabilecek yöntemler şöyle sıralanabilir;

- I. *Rekonstrüksiyon plakları*
- II. *Non vaskülerize kemik grefti*
- III. *Bölgesel flepler*
  - Lokal flepler (dil, faringeal duvar, palatal mukozal, nazolabial vs.)
  - Rejyonel kutanöz flepler (anterior ve posterior servikal, deltopektoral flep vs.)
- IV. *Pediküllü osteomiyokutanöz flepler* (Pektoralis majör miyokutanöz, anterior trapezius, posterior trapezius, latissimus dorsi, vs.)
- V. *Serbest flepler*
  - Osteomiyokutanöz mikrovasküler serbest flepler ( Fibula, scapula, iliak krest vs.)

### **1.7.3. Rekonstrüksiyon Plakları**

Rekonstrüksiyonda başarının sağlanması rijit ve uzun ömürlü bir fiksasyona bağlıdır. İdeal bir rekonstrüksiyon ile çiğneme sırasında oluşan aşırı kuvvet ve gerilimlere karşı dayanıklılık sağlanır ve çevreleyen yumuşak dokunun iyileşmesi de engellenmemiş olur.

Biyomekanik destek sağlayan alloplastik materyallerin gelişerek günümüzdeki rekonstrüksiyon plakları halini alması 70'li yılların ortalarını bulmuştur (Spiessl, 1976).

Önceleri paslanmaz çelik yapıda imal edilen plaklar daha sonraları titanyum yapıda üretilmiştir ve günümüzde ise titanyum yapıda üretilmektedirler (Kim ve Donoff, 1992).

Segmental rezeksiyon sonrası mandibuler rekonstrüksiyonun yalnız rekonstrüksiyon plaklarıyla sağlanması, özellikle anterior bölgede karşılaşılan plak ve vida kırılması, plak ekstrüzyonu, enfeksiyon gibi komplikasyonlar sebebi ile günümüzde oldukça

tartışmalı bir konudur (Zwetyenga ve ark., 2002; Mariani ve ark., 2006). Çoğu retrospektif çalışmada, defektin herhangi bir doku nakli yapılmadan yalnız rekonstrüksiyon plaklarıyla onarımı tavsiye edilmez iken, uzun cerrahi yaklaşımları tolere edemeyen, medikal yönden yüksek riskli hastalarda daha basitleştirilmiş kapama sağlayan en mantıklı seçenek olabileceği belirtilmektedir (Klotch ve ark, 1999). Ayrıca kemik fleplerinin uygun pozisyonda stabilizasyonu için de bu materyallerin fiksasyon sağlamasına ihtiyaç duyulmaktadır. Böylelikle plaklar rekonstrüktif işlemlerde kilit rollerini hala devam ettirmektedirler.

Günümüzde rekonstrüksiyon plakları;

- Marjinal mandibulektomilerde rezidüel kemik kırık riski taşıyorsa mandibulanın yapısını güçlendirme amaçlı,
- Prognozu kötü olan, uzun tedavi prosedürlerini kaldıramayacak durumda olan bireylerin lateral defektlerinde kalıcı olarak,
- Sekonder greftleme yapılarına kadar geçici rekonstrüksiyonda,
- Pediküllü veya serbest kemik greft fiksasyonunda greftin matürasyonu ve entegrasyonu süresince kullanılmaktadır (Schonning ve Emshoff, 1988; Spencer ve ark, 1999; Boyd ve Mulholland, 1993).

Anterior defektlerde rekonstrüksiyon plaklarının greftsiz ve kalıcı kullanımı, bu bölgedeki kasların etkisiyle oluşan, plak açığa çıkması ve plak kırılması gibi komplikasyonların yüksek oranları nedeniyle tavsiye edilmemektedir. Anterior bölgedeki kullanımın uzun dönem sonuçlarının değerlendirildiği bir çalışmada, anterior bölgede kullanılan plakların % 35'inin çıkarıldığı, lateral flep kullanılan vakalarda ise % 5'lik başarısızlık olduğu rapor edilmiştir. Bununla birlikte anterior defektlerde özellikle çene ucu ve alt dudakta ptosis gibi estetik problemler gözlenmiştir. Bu yüzden bu plakların sadece lateral defektler için uygulanması tavsiye edilmektedir (Branemark ve ark., 1975). Benzer olarak bu plakların lateral defektlerde kullanımının başarılı sonuçları birçok çalışmada gösterilmiştir (Boyd ve ark., 1994).

İlk uygulanan geleneksel rekonstrüksiyon plakları kilitsiz yapıda olup tutuculuklarını plağın kemiğe uyguladığı basınçla sağlarlar (Klotch ve ark, 1999). Bu yüzden geleneksel rekonstrüksiyon plaklarının adaptasyonu da rekonstrüktif işlemlerin başarısı için kritik önem taşımaktadır. Arada boşluk olmadan yapılan sıkı vidalama basıncıyla segmentlerin stabilizasyonu sağlanıp arkın üç boyutlu konumu korunabilecektir.

Ortopedi alanında özellikle yüksek kuvvete maruz kalan çok parçalı kırıklarda ve azalmış kemik kalitesi olan osteoporotik hastalarda artmış stabilite sağladığı bildirilen kilitli sistemlerin kullanımı hızla artmış ve bu sistemlerin çene yüz cerrahisinde de kullanımı gündeme gelmiştir. Artmış stabilitenin sistemlerdeki farklılığa bağlı olduğu ve kilitli sistemlerde kemik-plak ara yüzü teması gerektirmeden sıkı vida-plak bağlantısıyla sağlandığı gösterilmiştir. Böylelikle sistem mono blok bir fixatör gibi görev yapmaktadır. Kilitli vida başının çekme dayanımları konvansiyonel sistemlere göre daha yüksektir. Böylelikle tüm vidalar düşmedikçe plak kaybı yaşanması zordur. Bunların yanında plakların çenelerde kullanımlarında, düşük profil yüksekliği sayesinde plak açığa çıkması riskini azalttığı gösterilmiştir (Simith ve Ark., 2007; Arias-Gallo ve Ark., 2004).

Maliyetleri yüksek olan bu sistemlerde kilitli plak delikleri konvansiyonel sistemlerde gözlenen vida açılmasına neredeyse hiç izin vermez. Bu da çok iyi plak adaptasyonu gerektirmese de vidaların kemik içinde uygun pozisyonlanmasını engelleyebilir (Klotch ve Ark.,1999).

### **1.8. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)**

Sonlu elemanlar yöntemi ilk olarak 1956 yılında uçak mühendisliği alanında Turner ve ark. tarafından geliştirilen matematiksel bir stres analizi yöntemidir. 1960 yılında ilk olarak Clough, sonlu elemanlar stres analizi metodunu adlandırmıştır (Brauer, 1993). Bu yöntem zamanla tüm mühendislik dallarında benimsenmiş, 1970'lerden sonra da diş hekimliğinin ilgi alanına girerek biyomekanik uygulamalarda bu

yöntemi kullanan çalışmaların sayısı gün geçtikçe artmıştır (Darendeliler, 1995; Tosun, 1997). Yöntem kabaca, doğal yapıların bilgisayar ortamında mümkün olduğunca gerçeğe yakın şekilde taklit edilmesinden ibarettir.

Sonlu elemanlar yöntemi, karmaşık problemlerin basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözülmesiyle tam çözümün bulunduğu bir yöntemdir (Kayabaşı, 2003). Bu yöntemin temel prensibi her cismin belli sayıda küçük parçalara bölünmesi ve bunların birbirleriyle komşuluk yapan köşelerinde oluşturulan düğüm noktaları ile temasta olmalarıdır (Çankaya, 2005). Yöntemde çözümü istenen geometrik cisme ait problemin tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle hesaplanması daha kolay önceden bilinen küçük geometrik birimlere (ör; çubuk, üçgen, dörtgen, dörtgenler prizması ve piramit) bölünmektedir. Davranışı daha önce belirlenmiş olan bu geometrik birimlere “eleman” (element), elemanlara bölünmüş geometrik cisme “matematiksel model” ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına “düğüm” (*node*) adı verilir (Brauer, 1993; Fagan, 1992).

### **1.8.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Terimler**

#### **1.8.1.1. Kütle ( *Mass* )**

Kütle bir cismin hareketindeki değişime karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir. Yer çekiminden bağımsızdır, cismin değişmeyen bir özelliğidir ve cismin çevresinden bağımsızdır.

#### **1.8.1.2. Kuvvet ( *Force* )**

Bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanabilir. Formülü şu şekildedir:

$$\text{Kuvvet (F) : K\u00fctle (m) \times ivme (a)}$$

Birimi genellikle kilogram force (kgf) veya Newton cinsinden ifade edilir (1kgf= 9,8 N) (Sancaklı, 2006).

### 1.8.1.3. Gerilim (Stres)

Gerilim bir cisme d\u0131\u015far\u0131dan bir kuvvet uyguland\u0131\u011f\u0131 zaman uygulanan bu kuvvete kar\u015f\u0131, o cisim i\u00e7inde birim alanda olu\u015fan tepkidir. D\u0131\u015f kuvvete kar\u015f\u0131 diren\u00e7 g\u00f6steren bir k\u00fctlenin birim alan\u0131na uygulanan kuvvete gerilim denir ve ortalama form\u00fcl gerilim i\u00e7in a\u015fa\u011f\u0131daki gibi belirtilir.

$$\text{Stres}(\sigma) = \text{Kuvvet(F)} / \text{Alan} = \text{N} / \text{mm}^2 = \text{MPa}$$

Gerilim, vekt\u00f6rel bir nicelik oldu\u011fu i\u00e7in y\u00f6n\u00fc ve b\u00fcy\u00fckl\u00fc\u011fu ile tanımlanır. Y\u00f6n\u00fc a\u00e7ısından \u00fc\u00e7e ayrılır (Baran, 1988).

- **Gerilme Stresi ( *tensile stress* )**: cismin molek\u00fcllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı do\u011frultuda ve ters y\u00f6nde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle olu\u015fur.
- **Sıkıştırma Stresi ( *compressive stress* )**: cismin molek\u00fcllerini birbirine yakla\u015fmaya zorlayan, aynı do\u011frultuda ve ters y\u00f6nde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile olu\u015fur.
- **Makaslama Stresi ( *Shear stress* )**: cismin molek\u00fcllerini birbiri \u00fczerinde y\u00fczeye paralel y\u00f6nde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt y\u00f6ndeki iki kuvvetin cismi anda etkilemesi ile olu\u015fur.

Gerilme ve sıkıştırma streslerine normal stresler denir ve “ $\sigma$ ” sembol\u00fc ile g\u00f6sterilir. Makaslama stresleri ise “ $\tau$ ” simgesi ile g\u00f6sterilir. Ya\u015amda cisimlere uygulanan streslerin tek tipte olması g\u00fc\u00e7t\u00fcr. Y\u00fc\u011f uygulanan cisimlerde gerilme, sıkıştırma ve

makaslama streslerinin bir arada bulunduğu bileşik stres durumları meydana gelmektedir (İnan, 1988; Sancaklı, 2006; Şeker, 2011).

#### 1.8.1.4. Asal Gerilim (*Principal Stress*)

Kesme gerilimlerinin “0” olduğu durumda üç boyutlu elemanların asal gerilim değerleri elde edilir. Asal gerilim değerleri kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Maksimum asal gerilim pozitif bir değer olup, en yüksek gerilme stresini ifade eder, minimum asal gerilim ise negatif değerdir ve en yüksek sıkışma gerilimini gösterir (Ferrario ve ark., 1998). Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme stresi değeri 100 Mpa, sıkışma değeri – 40 Mpa ise, o düğüm noktasında gerilme stresi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana stres değeridir ( Stegaroiu ve ark., 2004).

#### 1.8.1.4. Eşdeğer Gerilim (*Equivalent Stress, Von Mises Stres*)

Von Mises stresi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir” (Zyl ve ark., 1995). Sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir (İnan, 1988). Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Stresi üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanır (İnan, 1988; Sancaklı, 2006).

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)}{2}}$$

“ $\sigma_1$ ” en büyük pozitif değeri; “ $\sigma_3$ ”, “ $\sigma_2$ ” en küçük değerleri göstermektedir.

### 1.8.1.5. Gerinim (*Strain*)

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulanması sonucu cisminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanır. Gerilim oluşturan kuvvet aynı zamanda gerinim de meydana getirmektedir. Gerinim atomların yer değiştirme miktarı olarak da ifade edilebilir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme direnci gerinimdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür ve aşağıdaki formülle hesaplanır (Craig, 2002; Çankaya, 2005; İnan, 1988; Sancaklı, 2006).

$$\text{Gerinim}(\epsilon) = \text{Deformasyon} / \text{Orjinal Uzunluk} = \Delta L / L_0$$

### 1.8.1.6. Esneklik Katsayısı (Young’s modülü)

Bir eksenindeki gerilim ile o eksen yönünde oluşan birim gerilmeyi ilişkilendiren katsayıdır. Malzemelerin türüne göre farklı değerler alır. Başka bir ifade ile gerilim-birim deformasyon doğrusunun eğimidir. Esneklik katsayısı, yük altındaki cismin moleküllerinin çekim kuvvetinin, birim uzamaya gösterdiği dirençtir. Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda, birim şekil değiştirmeye gösterdiği direncin bir ölçüsüdür ve her malzeme için farklıdır. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile esneklik katsayısı büyüktür. Kompakt kemiğin esneklik katsayısının yumuşak dokunun 6700 katı olması buna örnektir (Balatlıoğlu, 2000).

Esneklik katsayısını ilk defa İngiliz fizikçi Thomas Young hesaplamıştır. Bu yüzden ‘Young’s modülü’ olarak da adlandırılmaktadır (Balatlıoğlu, 2000).

Esneklik katsayısı = gerilme /birim uzamadır.

### 1.8.1.7. Poisson Oranı

Gerilme ya da sıkıştırma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı denir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incilmesi gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisim, diğer yönde de şekil değişikliği gösterir. Bütün malzemeler için “0” ile “0.5” arasında değişen ve teorik olarak “0.25” olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (Incropera ve Dewitt, 2002).

(*Poisson Oranı* = Endeki Birim Uzama / Boydaki Birim Uzama)

(Fung, 1965)

### 1.8.1.8. Lineer Elastik Cisim

Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım, ancak belli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir olsa da, yumuşak dokuda oldukça küçüktür ve bu sınırın ötesinde ciddi hesaplama yanlışları ortaya çıkar (Hancı *ve ark.*, 2000).

### 1.8.1.9. İzotrop cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiği kabulüdür. Bu sayede, gerilim-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine ( elastiklik modülü ve Poisson oranı ) bağlı olarak ifade edilebilir (Hancı *ve ark.*, 2000; Şeker, 2011).

### 1.8.1.10. Homojen cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (Hancı ve ark., 2000).

### 1.8.1.11. Ağ Yapısı (*Mesh*) Oluşturulması

Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları, ağ (*mesh*) oluşturma işlemi ile oluşturulur. Ağ üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapılabildiği gibi kullanıcıya da ağ üretme imkanı tanınmaktadır. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Ağ üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde ağ üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir (Geng ve ark., 2001; Şahin, 2008).

Ağ oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Genellikle, önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Eleman sayısı artırılarak, eleman tipi değiştirilerek, ağ üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden ağ oluşturularak çözüm tekrarlanabilir (Geng ve ark., 2001; Şahin, 2008).

### 1.8.1.12. Sınır Şartları (*Boundary Conditions*)

Sınır şartları gerilmelerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (Geng ve ark., 2001).

**1.8.1.13. Elastik Deformasyon:**

Üzerindeki stres kaldırıldığında cismin eski haline dönmesidir (Fung, 1965).

**1.8.1.14. Plastik Deformasyon:**

Üzerindeki stres kaldırıldığında cismin eski haline dönememesidir (Fung, 1965).

**1.8.1.15. İzotropik Materyal:**

Farklı yönlerden kuvvet uygulandığında aynı mekanik özellikleri gösteren maddelerdir. Tüm yönlerdeki elastik özellikleri aynıdır. Buldukları koordinat sisteminden bağımsızdırlar (Fung, 1965).

**1.8.1.16. Ortotropik Materyal:**

Farklı yönlerden kuvvet uygulandığında farklı mekanik özellikler gösterirler. Bu cisimlerin elastik modülü, kuvvetin uygulandığı yöne göre değişiklik gösterir. (Fung, 1965).

**1.8.1.17. Hooke Kanunu:**

Birim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur ( $F = -kx$ ). Belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile yani küçük yer değiştirmeler için, cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını ( $k$ ) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar. Formüldeki eksi işareti

ise kuvvetin her zaman yer değiştirme yönüne ters olduğunu belirtir (Rho ve ark., 1993).

### 1.8.2. Sonlu Elemanlar Metodunda Çözüm Tekniği

SEA, karmaşık mekanik problemleri daha küçük ve basit elemanlara bölerek yüzey ve şekil fonksiyonlarının kullanımıyla ara değerin bulunduğu bir yöntemdir. Yani başka bir deyişle SEA, cismin bütününün fonksiyonel çözümünün yerine her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümünü formüle eder ve bunları uygun bir biçimde birbirine bağlayarak cismin tamamına uygular.

SEA, 3 aşamada gerçekleştirilir:

**Hazırlık Safhası:** Analizin yapılabilmesi için ilk aşama yapının geometrik modelinin

oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra alan elemanlara bölünür ve bir ağ modeli oluşturulur. Sonlu elemanlar metodunu kullanarak yapılan bir analiz işleminde ağ oluşturma işlemi sonlu elemanlar metodunun temelini oluşturur. Ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralandırılmasını sağlar (De Vree, 1983).

Ağ modeli oluşturulurken komşu elemanlar üst üste gelmez ve aralarında boşluk yoktur. Elemanların yapısı mümkün olduğunca basit olmalıdır. Tek boyutlularda doğrular, iki boyutlularda üçgenler veya paralel kenarlar; üç boyutlularda ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar tercih edilir. Tek boyutlu cisimler birbirinden düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle, üç boyutlu cisimler düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılır. Bütün durumlarda cisimi temsil eden elemanlar birbirine düğümlerle bağlıdır. Sonuçta cisim, sonlu elemanlar ve onları birbirine bağlayan düğümlerden oluşan bir sistemle yer değiştirmiş olacaktır. Genel olarak “cisim” terimi; yapı, sürekli ortam

veya problemin bölgesi anlamında kullanılmaktadır. Dügümler ise komşu sonlu elemanları uçlarından birbirine bağlayan ve onları bir arada tutan somun, civata bağlantılarına benzetilebilir. Dügümler kaldırıldığında elemanlar birbirinden ayrılacağından komşu sonlu elemanlar arasında fiziksel süreklilik yoktur (De Vree, 1983).

Metodun çözümlenmesinde bundan sonraki adım, cisim temsil eden elemanların her biri için eleman matrislerini tanımlamaktır. Daha sonra eleman matrisleri, parçalara ayrılmış cismin tamamına ait genel matrisi oluşturmak üzere toplanır. Bu toplamada,

cismin sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvetlerin dengesi ve yer değiştirmelerin sürekliliği sağlanır (De Vree, 1983).

**Çözüm Safhası:** Doğrusal veya doğrusal olmayan cebirsel denklemler analitik olarak çözülebildikleri gibi, numerik analiz teknikleriyle de bilgisayarda çözülür. Malzeme ile ilgili olarak değişik yer değiştirme miktarı veya ısı transferi problemleri ve klasik dalga yayılması problemleri bu denklemlerin sıkça kullanıldıkları alanlardır (Jafari, 2003).

**Sonuçların Değerlendirilmesi Safhası:** Bu aşamada denklemlerin çözümü çizelgeler, ve şekiller aracılığı ile sergilenmektedir (Siegele ve Soltesz, 1989; Öcal, 2001).

### 1.8.3. SEA' nın Avantajları

- a. Karmaşık geometriye sahip katılar modellenebilir.
- b. Stres dağılımları ayrıntılı bir şekilde elde edilebilir.
- c. Pek çok malzemedan oluşan yapıların analizlerine imkan verir.
- d. Verilen değerler ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.

- e. Kraniofasial ve dental yapılar simule edilebilir (De Vree ve Ark., 1983; Farah ve ark., 1988; Jafari ve Ark., 2003) .

Çalışmamızın amacı, SEA yöntemini kullanarak marjinal mandibulektomiler sonrası rezidüel kemikte oluşabilen kırıkları önlemek için ideal rezeksiyon şeklini belirlemek ve ikinci aşamada yine kırıkları önlemek için ideal bir rekonstrüksiyon plağı tasarımı ortaya çıkarabilmektir.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

İki aşamada gerçekleştirilen bu çalışmada ilk aşamada insan mandibulasından alınan bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen modellere dikdörtgen şeklinde köşeli ve köşeleri yuvarlatılmış eğimli tasarımlara sahip marjinal mandibulektomiler uygulanmıştır. Isırma kuvvetleri altında bu iki modelde meydana gelen stresler ve yer değiştirmeler karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiş ve avantajlı mandibulektomi şekli belirlenmiştir. Daha sonra bu avantajlı olan modele 4 farklı tasarımda rekonstrüksiyon plakları uygulanarak 4 farklı yeni model oluşturulmuştur. Isırma kuvvetleri altında bu modellerdeki kortikal ve spongios kemik ile vida ve plaklarda oluşan stresler karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı üç boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin hangi materyallerden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri

oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin bilgisayarda çözümü için katı modelleme (solid modelling), ağ yapısının oluşturulması (mesh generation), eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi (elements and nodes), sınır koşullarının tayini (boundary conditions), modelin çözümü (model solution), analizlerin gösterimi (postprocessing) aşamaları takip edilmiştir.

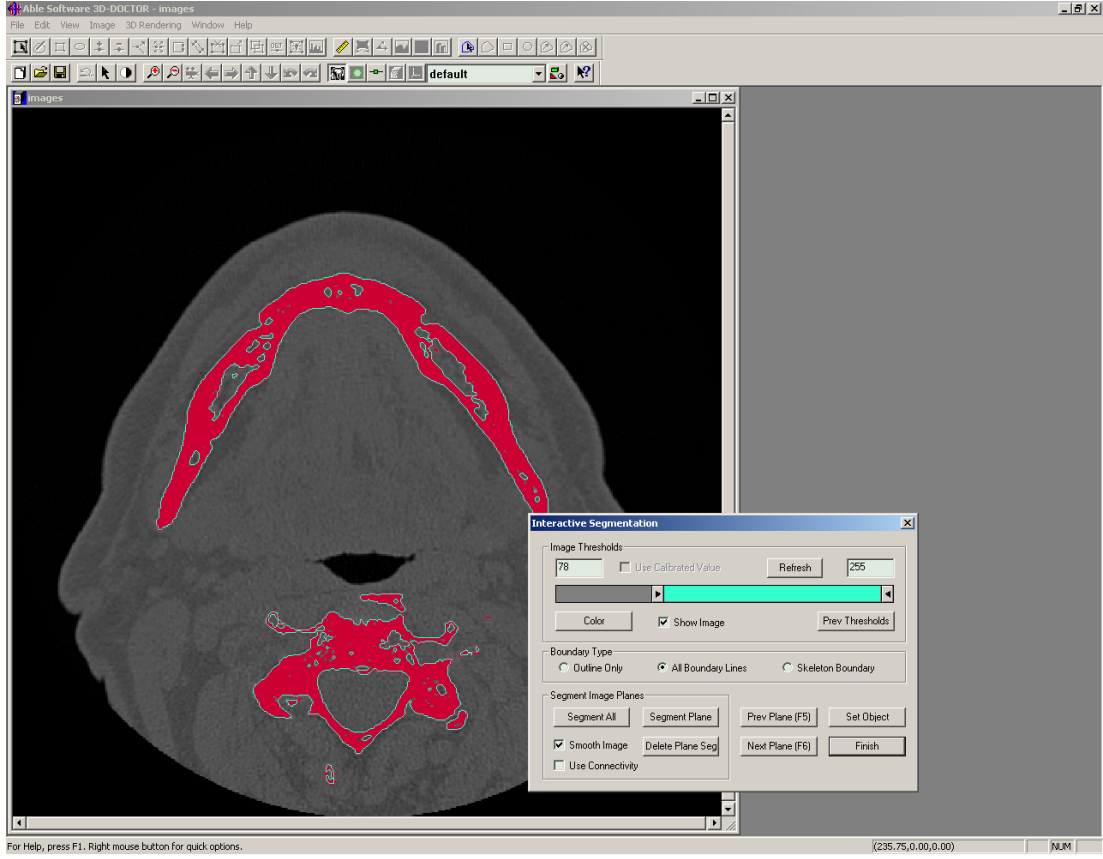
### 2.1. Modellerin Oluşturulması

Kemik dokularının modellenmesi için, bir hastaya ait daha önce çekilmiş tomografi görüntüleri alınmış, tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı ve 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanılmıştır (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Tomografisi çekilen mandibulaya ait bir kesitin görüntüsü

Çekilen filmler, 3d-doctor yazılımına atılmış ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır (Şekil 2.2).

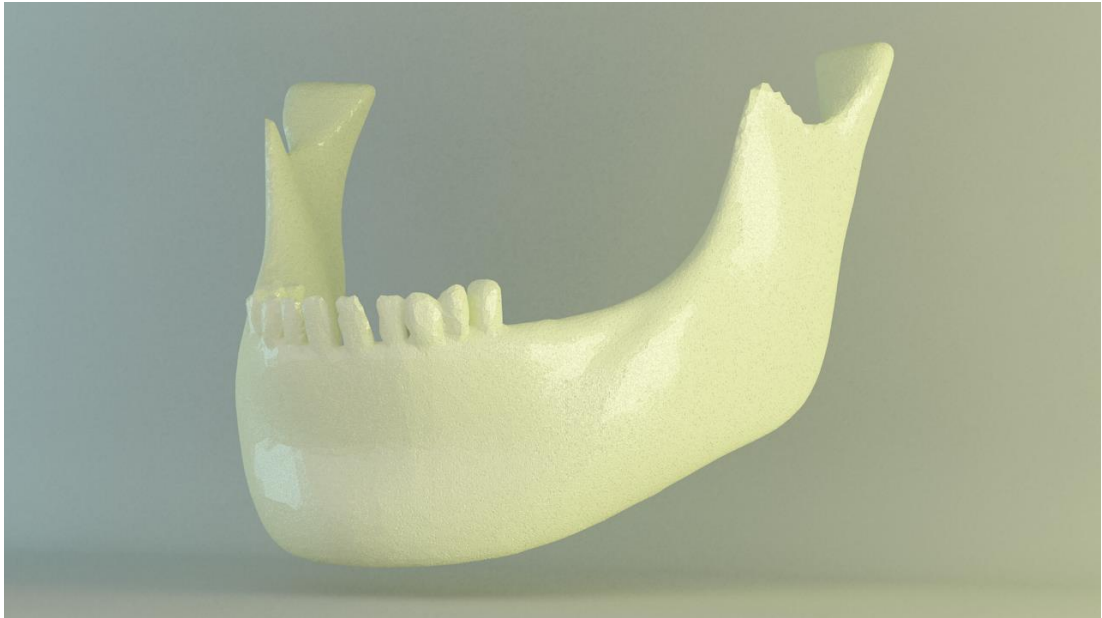


Şekil 2.2. a) 3D - doctor yazılımında kemik dokusunun ayrıştırılması



**Şekil 2.2. b)** 3D - doctor yazılımında kemik dokusunun ayrıştırılması

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilmiş ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiştir (Şekil 2.3).



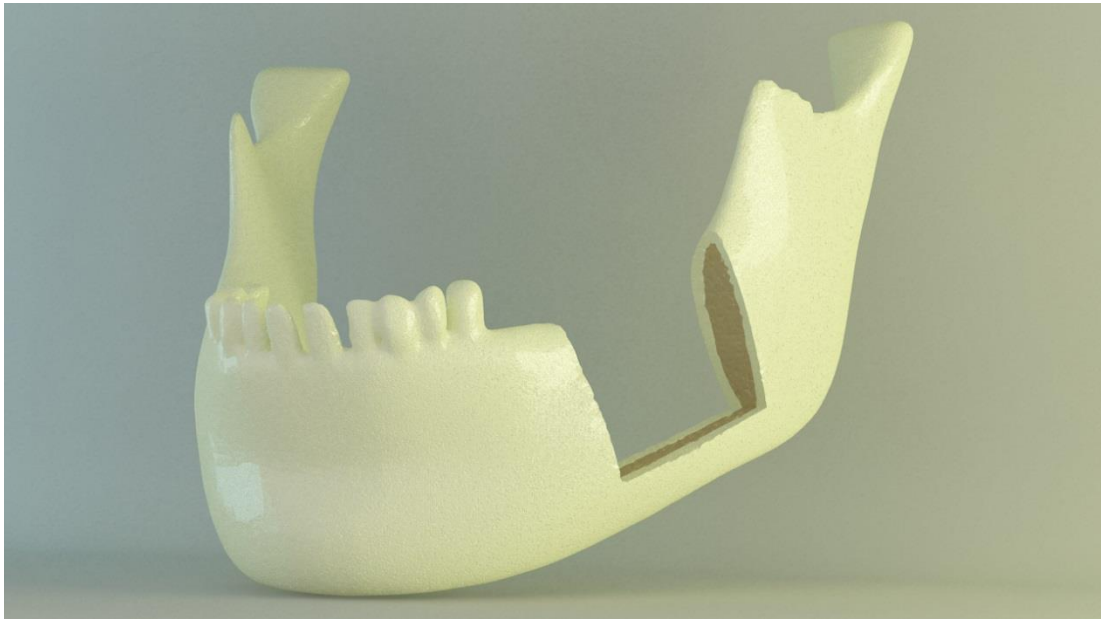
**Şekil 2.3.** “3d Complex Render” yöntemi ile elde edilen üç boyutlu model

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmiştir (Şekil 2.4).

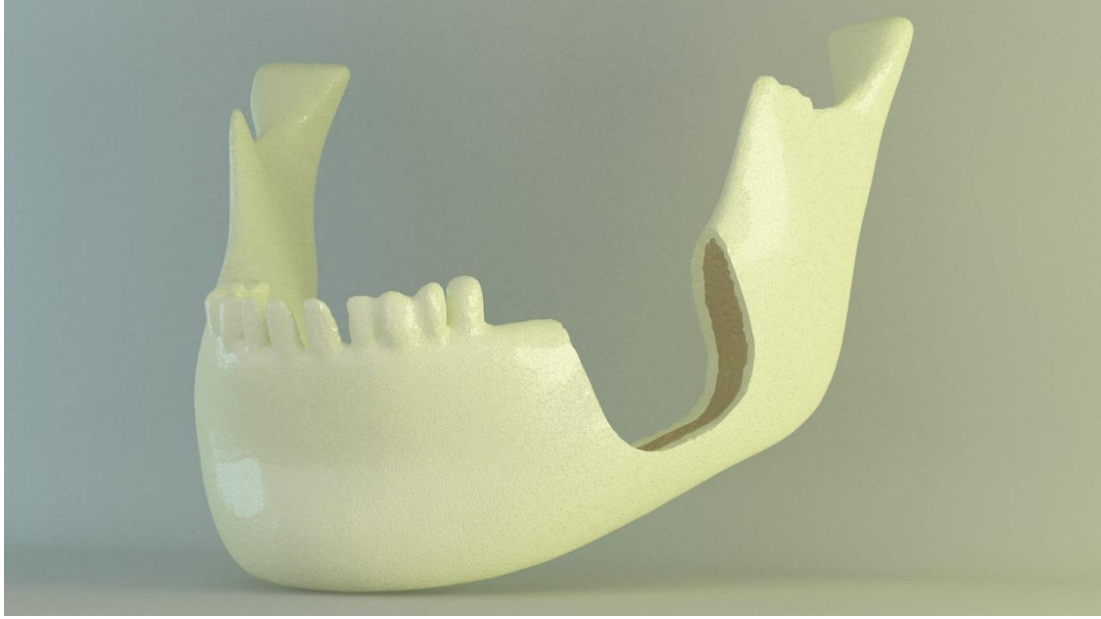


Şekil 2.4. Offset yöntemi ile elde edilen spongioz kemik

Elde edilen kemik dokular Vr-Mesh yazılımı ile sol posterior korpus bölgesinde antero-posterior yönde 3 cm boyunda ve kesinin altında 8 mm kalınlıkta rezidüel kemik kalacak şekilde köşeli ve eğimli olmak üzere iki farklı mandibulektomi yapılarak iki ayrı model elde edilmiştir (Şekil 2.5).

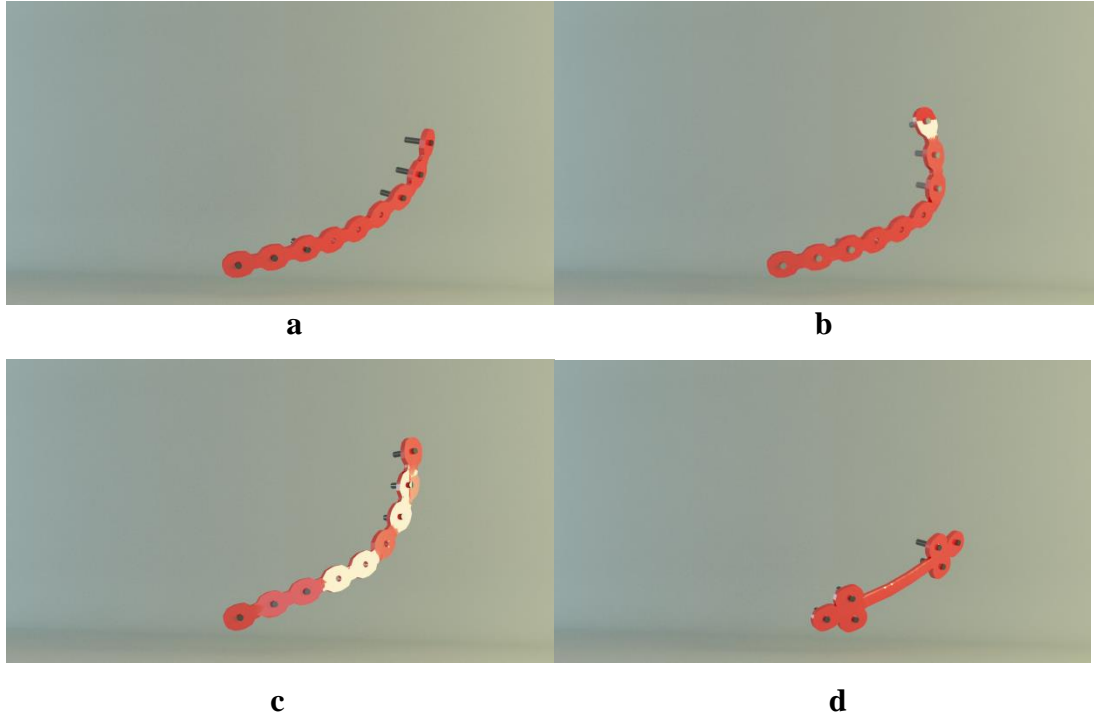


Şekil 2.5. a) Köşeli tasarımla marjinal mandibulektomi uygulanan modele ait üç boyutlu görüntü



**Şekil 2.5. b)** Köşeleri yuvarlatılıp eğimli bir şekil verilerek marjinal mandibulektomi uygulanan modele ait üç boyutlu görüntü

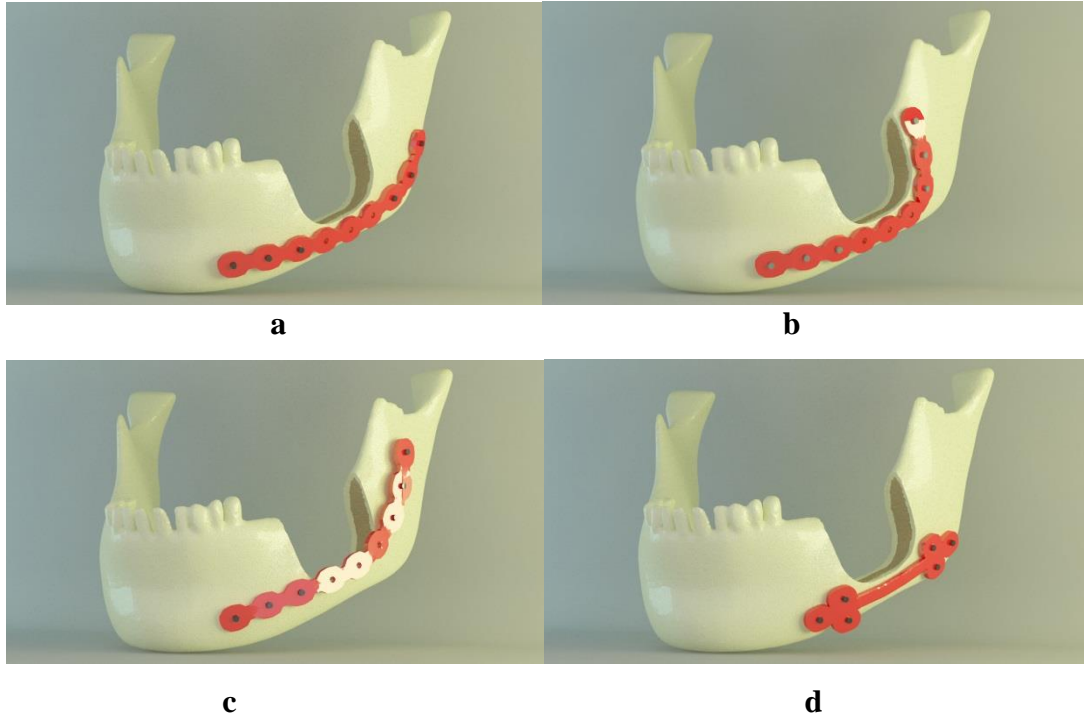
Çalışmada tedarik edilen plaklar smartOptics 3d tarayıcısı ile makro ölçekte 3 boyutlu olarak taranmış ve stl formatında plak - vida modelleri elde edilmiştir (Şekil 2.6). Bu modeller Vr-Mesh 3d mesh düzenleme yazılımına gönderilmiştir. Burada hataları düzeltilen parçalar Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderilmiştir. Rhinoceros yazılımında Boolean yöntemi ile vida, plak ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılmış ve kuvvet aktarımı sağlanmıştır.



**Şekil 2.6.** a) Model 1'e ait vida plak sisteminin tasarımını gösteren üç boyutlu görüntü b) Model 2'ye ait vida plak sisteminin tasarımını gösteren üç boyutlu görüntü c) Model 3'e ait vida plak sisteminin tasarımını gösteren üç boyutlu görüntü d) Model 4'e ait vida plak sisteminin tasarımını gösteren üç boyutlu görüntü

Çalışmanın ilk aşamasındaki analizlerde köşeli modele göre avantajlı bulunan eğimli modelde vida yerleşimleri ve plak tasarımları şekillerde görüldüğü gibi planlanmıştır (Şekil 2.7).

Bu şekilde mandibuler kortikal kemik, spongioz kemik ve plaklar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşınmıştır. Vidalar ise 9 mm boy ve 2 mm çapında kilitli ve pin şeklinde yivsiz olarak tasarlanmıştır. Pin şeklinde tasarımın tercih edilme sebebi, vida yivlerinin sıkışarak kemiğe oturmasından kaynaklanan streslerin, değerlendirilmek istenen diğer stresleri kamufle etme olasılığıdır. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında, 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır.

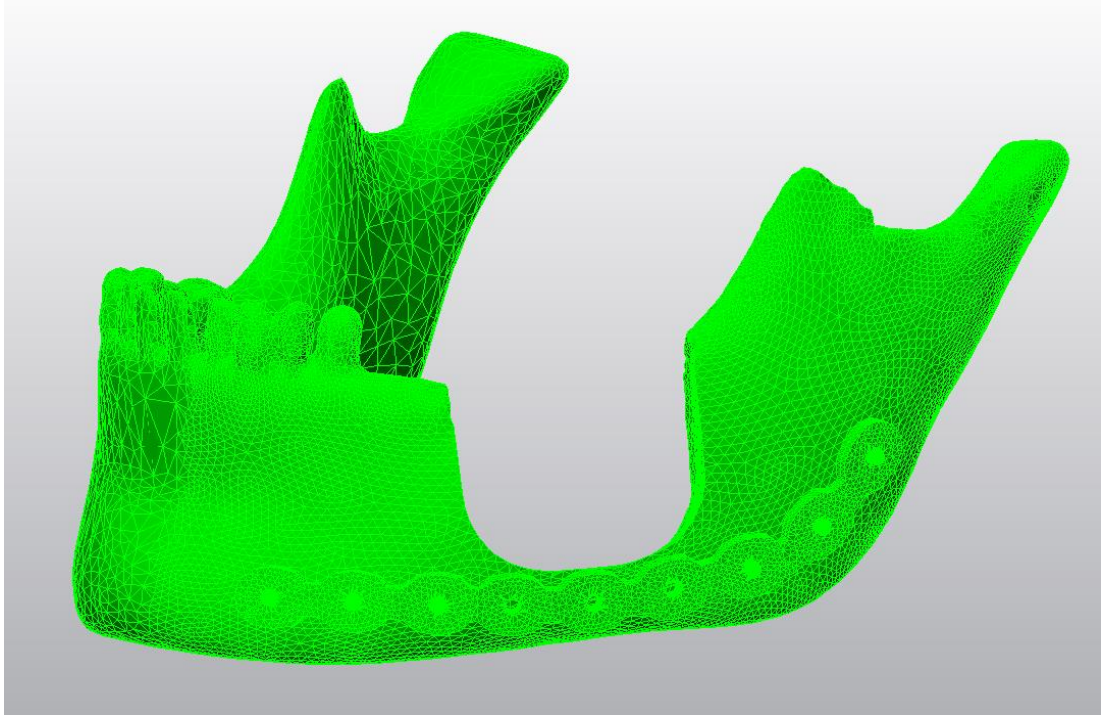


**Şekil 2.7. a)** Model 1' in üç boyutlu görüntüsü **b)** Model 2' nin üç boyutlu görüntüsü  
**c)** Model 3' ün üç boyutlu görüntüsü **d)** Model 4' ün üç boyutlu görüntüsü

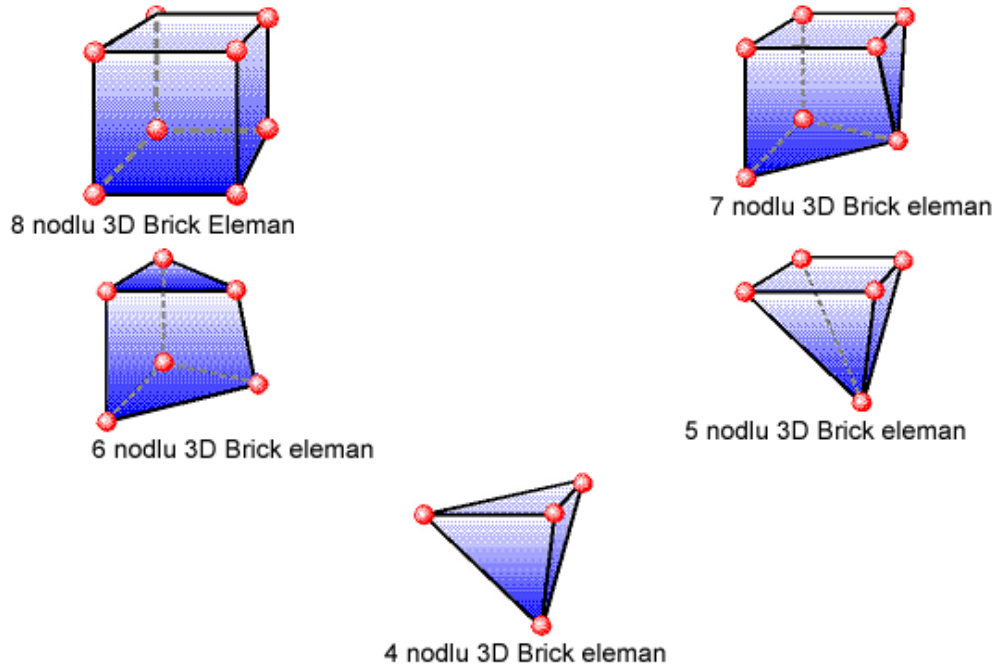
## 2.2. Ağ Yapısının Oluşturulması (Mesh Generation)

Haritalama ve serbest yöntem olmak üzere iki tip ağ yapı oluşturma yöntemi vardır. Çalışmamızda, istenilen hacimde elemanlar oluşturulabilen serbest yöntem kullanılmıştır.

Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılmıştır. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir (Şekil 2.8). Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturulabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 2.9).



**Şekil 2.8.** Modelin bricks ve tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiş hali



**Şekil 2.9.** Bricks ve tetrahedra katı modelleme sisteminde kullanılan değişik sayılarda nodlara sahip elemanlar

### 2.3. Eleman ve Dügüm Noktalarının Belirlenmesi

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir.

Hazırlanan modellerde her bir eleman aşağıdaki özellikleri aracılığı ile tanımlanır:

- I) Türü: Eleman türü, elemanların fiziksel geometrilerini gösterir.
- II) Sırası: Dügüm noktalarının sayısı temel alınarak eleman, elemanların sınırları içindeki ortalama interpolasyon fonksiyonunu belirler. Elemanın bir kenarı boyunca uzanan düğüm noktalarının sayısı, elemanın sırasını gösterir. Eleman sırası türe bağlıdır.

Çalışmamızda kullanılan modellere ait eleman ve düğüm sayıları çizelge 2.1' de belirtilmiştir.

**Çizelge 2.1.** Elde edilen modellere ait eleman ve düğüm sayıları

	ELEMAN SAYISI	DÜĞÜM (NODE) SAYISI
KÖŞELİ MODEL	183356	47834
EĞİMLİ MODEL	192184	49766
MODEL 1	329166	86541
MODEL 2	306965	80285
MODEL 3	304157	79600
MODEL 4	319645	82706

III) Topolojisi: Eleman topolojisi elemanın genel şeklini gösterir.

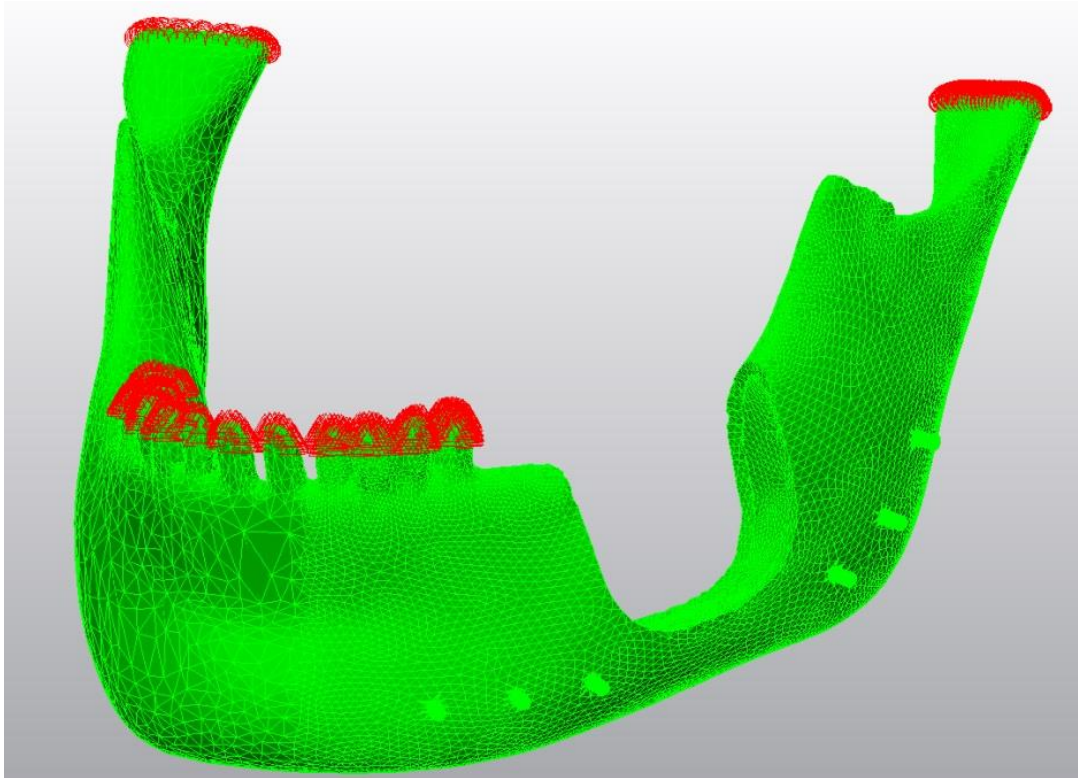
IV) Materyal özellikleri: Bu özellikler modelin karakterlerini tanımlar. Kullanılan materyallerin mekanik özellikleri çizelge 2.2 ' de belirtilmiştir ( Oğuz, 2007).

**Çizelge 2.2.** Modellerde kullanılan materyallerin mekanik özellikleri

	YOUNG'S MODULU	POİSSON ORANI
SPONGİOZ KEMİK	1500	0,3
KORTİKAL KEMİK	14000	0,3
TİTANYUM	135000	0,3

#### 2.4. Sınır Koşulların Tayini (Boundary Conditions)

Modeller dişlerin kuronlarının üst yüzeyinden her DOF (Degree of freedom)'da sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Üst çene kondil bölgesinde ise x ekseninde rotasyona izin verecek şekilde sabitlenmiştir (Şekil 2.10).



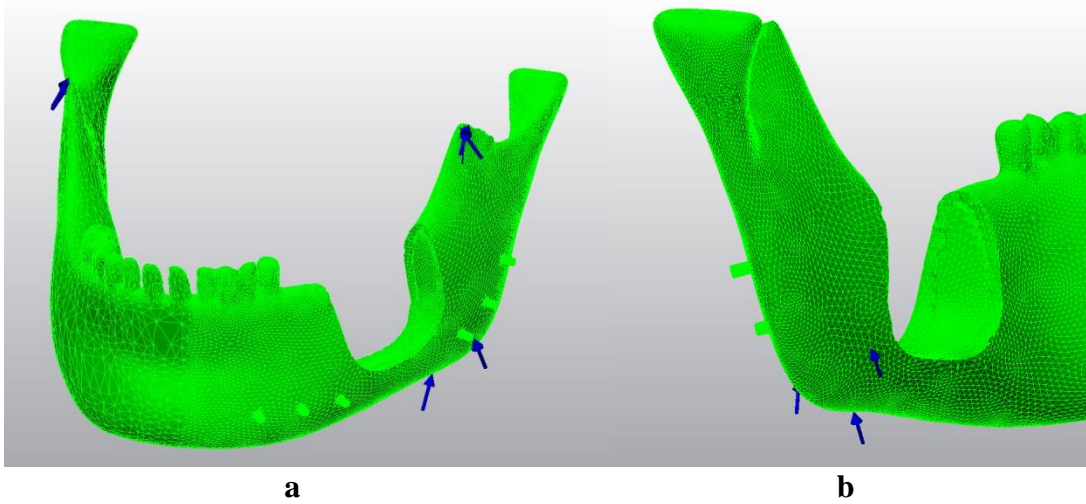
**Şekil 2.10.** Modellerden birinin sınır koşulları belirlenmiş hali

### Yükleme Koşulları:

Çeneyi kapatan çiğneme kaslarının ısırma sırasında çeneye uyguladıkları kuvvetler çizelge 2.3' te, uygulanan kuvvetlerin yönleri ise şekil 2.11' de gösterilmiştir (Korioth ve Hannam, 1994; Tanaka ve ark., 1994; Van Eijden ve ark., 1990; Van Eijden, 1990; Van Eijden, 1991).

Çizelge 2.3. Çeneyi kapatan kaslar ve ısırma sırasında uyguladıkları kuvvetler

KASLAR	KUVVETLER (N)
YÜZEYEL MASSETER	190,4
DERİN MASSETER	81,6
MEDİAL PTERYGOİD	174,8
ANTERİOR TEMPORALİS	158,0
ORTA TEMPORALİS	95,6
POSTERİOR TEMPORALİS	75,6



Şekil 2.11. a) Masseter ve temporal kasların mandibulaya uyguladıkları kuvvetlerin yönleri oklar ile gösterilmiştir b) Medial pterygoid kasın mandibulaya uyguladığı kuvvetin yönü ok ile gösterilmiştir

### 3. BULGULAR

Köşeli ve eğimli kemik kesisi yapılarak oluşturulan iki adet model; minimum ve maksimum asal gerilimler (minimum ve maksimum principal stres), eşdeğer asal gerilim (Von Mises stres), üç ekseninde ve toplamda meydana gelen yer değiştirmeler açısından değerlendirilmiş ve karşılaştırmalar yapılmıştır. Gerilim değerleri kortikal ve spongioz kemikte ayrı ayrı olmak üzere, genellikle stres birikimlerinin fazla olduğu köşe noktalardan alınmış ve modeldeki en yüksek stres değeri de ayrıca kaydedilmiştir. Yer değiştirme değerleri de X,Y,Z eksenlerinde ve toplamda mandibulektomi bölgesinin ön üst, ön alt, arka alt ve arka üst bölgelerinde ayrı ayrı ölçülmüştür.

Sonuçlarda elde edilen üç boyutlu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Görüntülerin yan tarafındaki skala ile değer aralıkları gösterilmektedir. Modeller üzerinde renkler stres yoğunlukları ile doğru orantılı olarak değişmektedir.

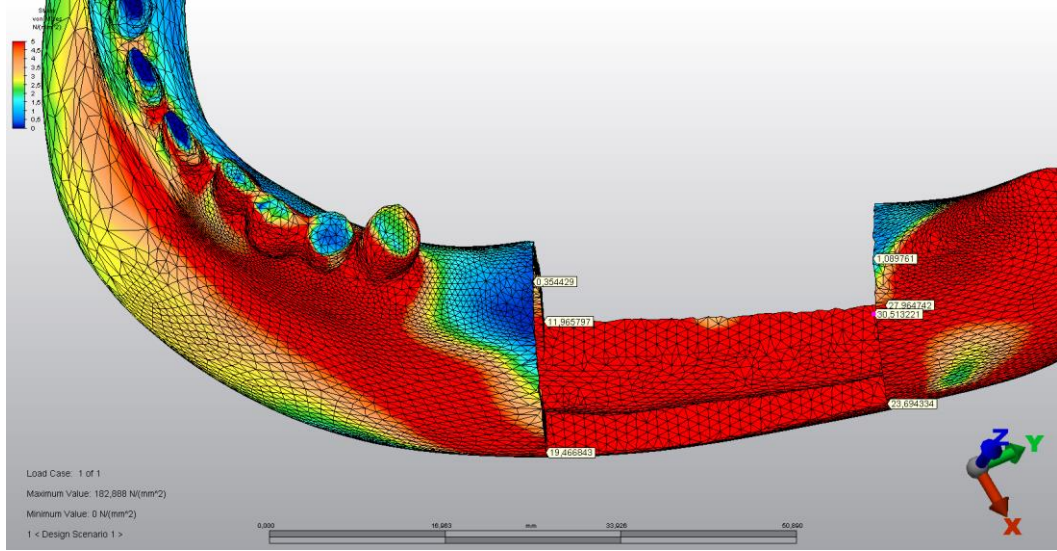
Maksimum asal gerilim (Principal Stress Max), eşdeğer asal gerilim (Von Mises Stress) ve yer değiştirme değerleri pozitif değerlerdir. Sadece sıkışma stres değeri yani minimum asal gerilim (principal stres min) negatif olarak ifade edilir. Bu değerlerin büyüklüğü mutlak değer kabul edilerek karşılaştırılmalıdır.

#### 3.1. Çalışmanın birinci aşaması

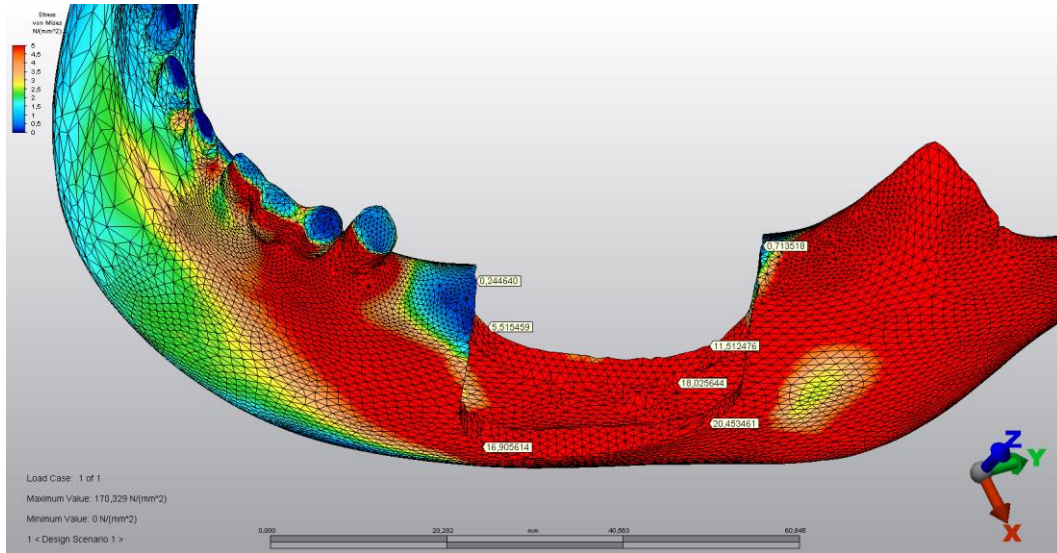
##### 3.1.1. Köşeli ve Eğimli Modellerde Defekt Çevresinde Meydana Gelen Stresler

Köşeli ve eğimli modellerde ısırma kuvvetleri altında meydana gelen Von Mises stres değerlerinin dağılımları değerlendirildiğinde (Şekil 3.1), streslerin daha çok

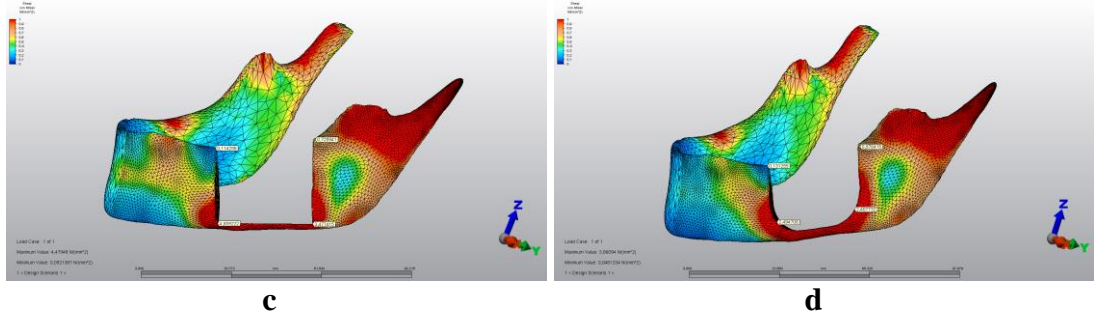
defektin arka bölgelerinde toplandığı ve köşeli modelden bütün bölgelerde daha yüksek stres değerleri alındığı gözlenmiştir (Şekil 3.2).



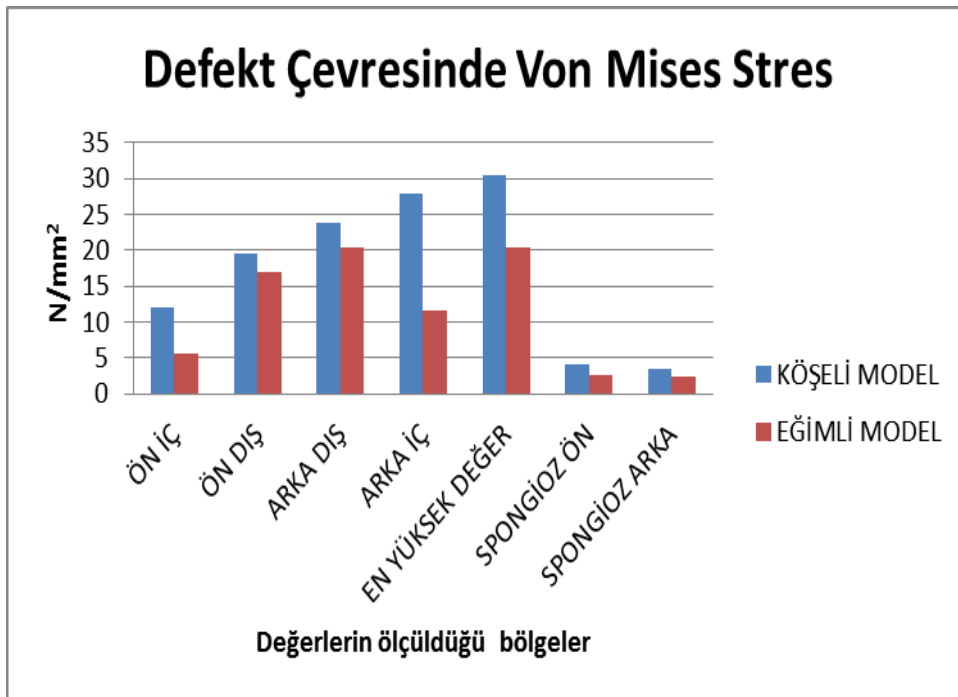
Şekil 3.1. a) Köşeli modelin kortikal kemiğinde oluşan Von Mises stres değerlerinin dağılımı



Şekil 3.1. b) Eğimli modelin kortikal kemiğinde oluşan Von Mises stres değerlerinin dağılımı

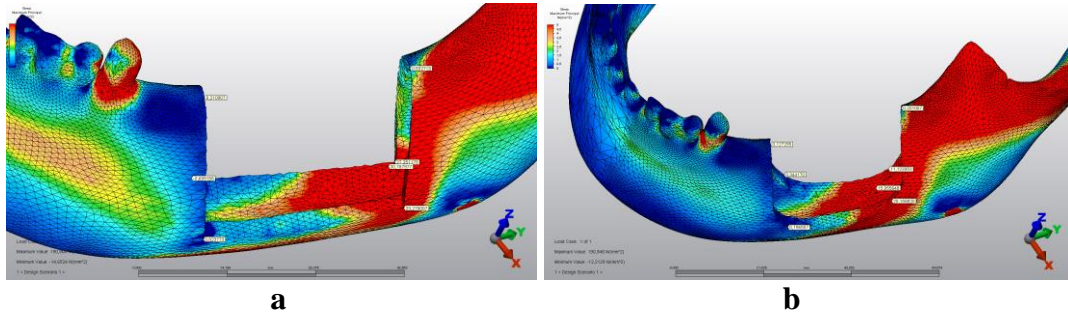


Şekil 3.1. c) Köşeli modelin spongiöz kemiğinde oluşan Von Mises stres değerlerinin dağılımı. d) Eğimli modelin spongiöz kemiğinde oluşan Von Mises stres değerlerinin dağılımı

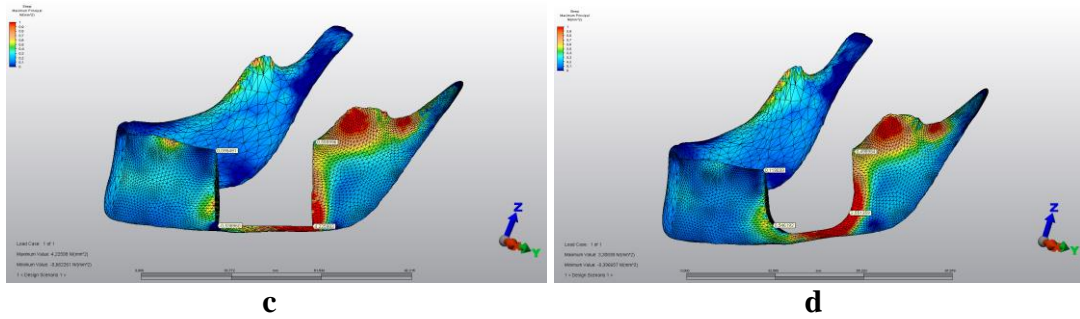


Şekil 3.2. Köşeli ve eğimli modellerde oluşan Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması

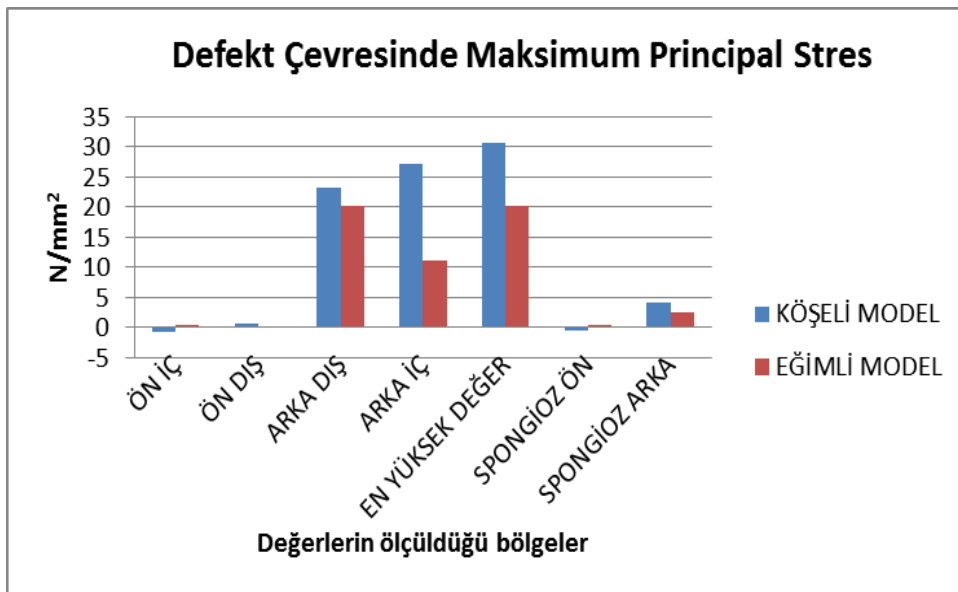
Köşeli ve eğimli modellerin kortikal ve spongiöz kemiklerinde oluşan maksimum principal stres değerlerinin dağılımlarına bakıldığında (Şekil 3.3) ise, her bir model için defektin arka köşelerindeki streslerin ön köşelere oranla çok daha fazla olduğu görülmüştür. Köşeli modelde streslerin en fazla biriktiği bölge defektin arka iç köşesi iken, eğimli modelde arka dış köşede stresler daha fazla yoğunlaşmıştır. Köşeli modelde ölçülen değerler bütün bölgelerde eğimli modele göre daha yüksek bulunmuştur (Şekil 3.4).



**Şekil 3.3. a)** Köşeli modelin kortikal kemiğinde oluşan maksimum principal stres değerlerinin dağılımı **b)** Eğimli modelin kortikal kemiğinde oluşan maksimum principal stres değerlerinin dağılımı

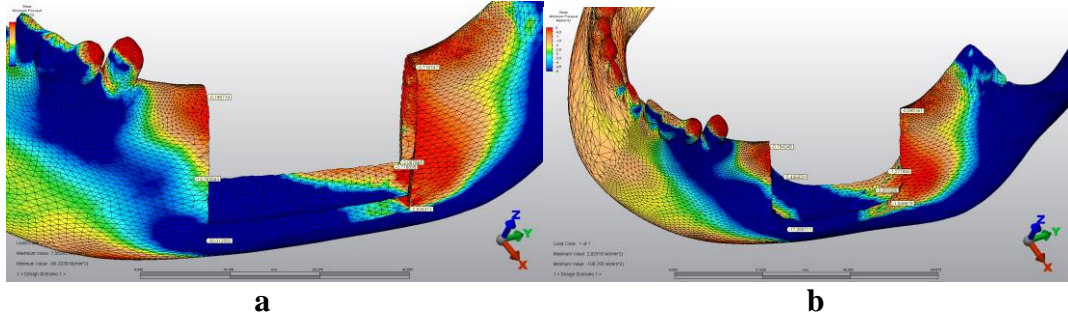


**Şekil 3.3. c)** Köşeli modelin spongiöz kemiğinde oluşan maksimum principal stres değerlerinin dağılımı **d)** Eğimli modelin spongiöz kemiğinde oluşan maksimum principal stres değerlerinin dağılımı

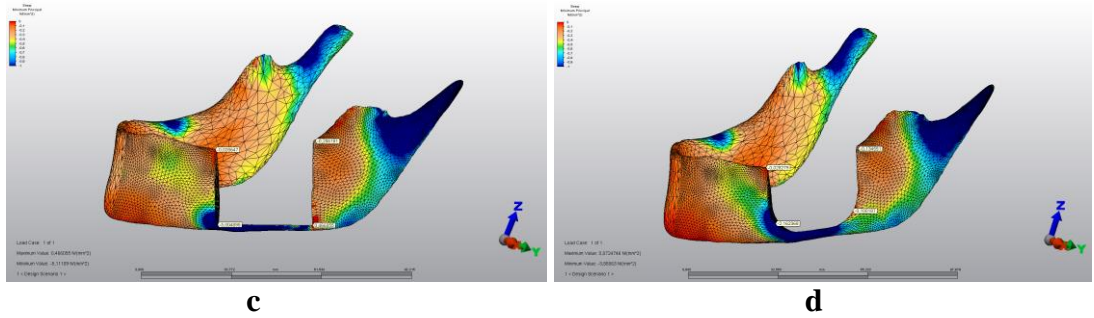


**Şekil 3.4.** Köşeli ve eğimli modellerde meydana gelen maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırılması

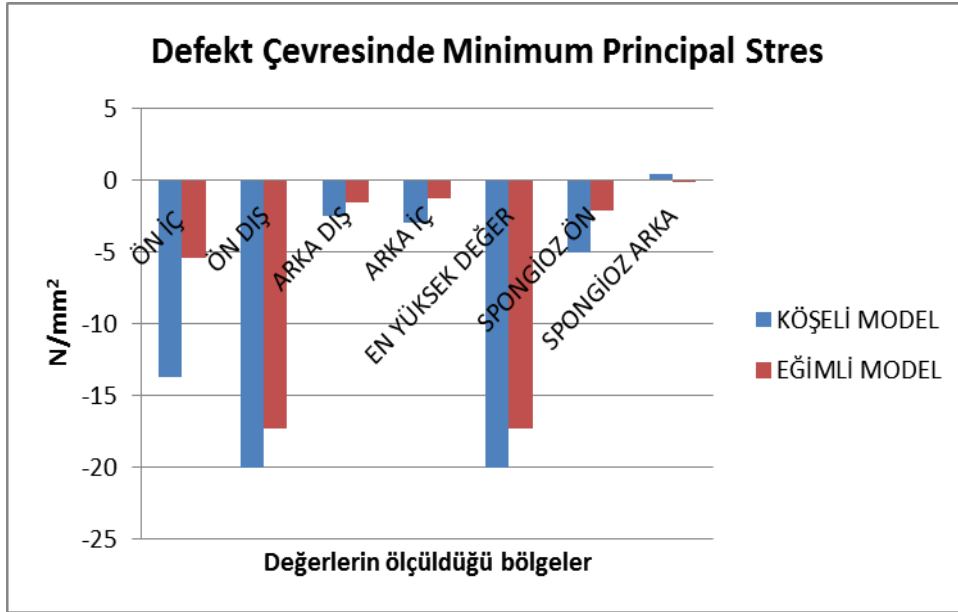
Köşeli ve eğimli modellerin minimum principal stres değerleri karşılaştırıldığında (şekil 3.5); bütün bölgelerde köşeli modelde daha fazla stres biriktiği, ayrıca her iki modelde de defektin ön tarafındaki spongiöz ve kortikal kemiklerde daha fazla stres biriktiği görülmüştür. Her iki modelde kendi içinde en yüksek değerler kortikal kemikteki ön dış köşeden alınmıştır (şekil 3.6).



**Şekil 3.5. a)** Köşeli modelin kortikal kemiğinde oluşan minimum principal stres değerlerinin dağılımı. **b)** Eğimli modelin kortikal kemiğinde oluşan minimum principal stres değerlerinin dağılımı



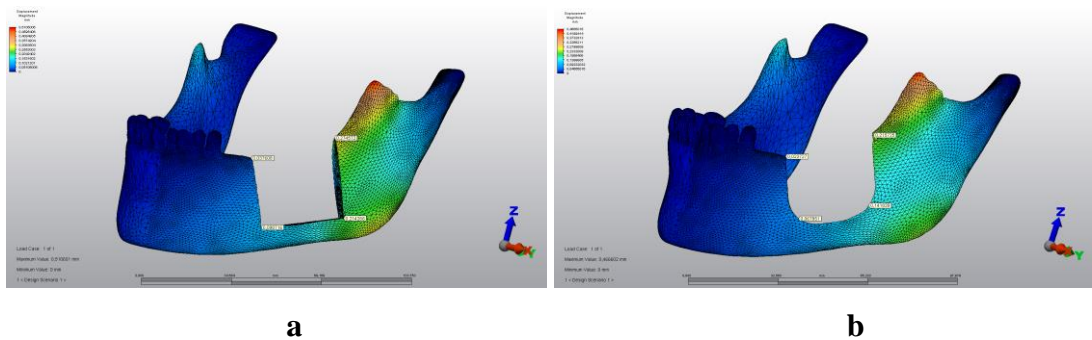
**Şekil 3.5. c)** Köşeli modelin spongiöz kemiğinde oluşan minimum principal stres değerlerinin dağılımı. **d)** Eğimli modelin spongiöz kemiğinde oluşan minimum principal stres değerlerinin dağılımı



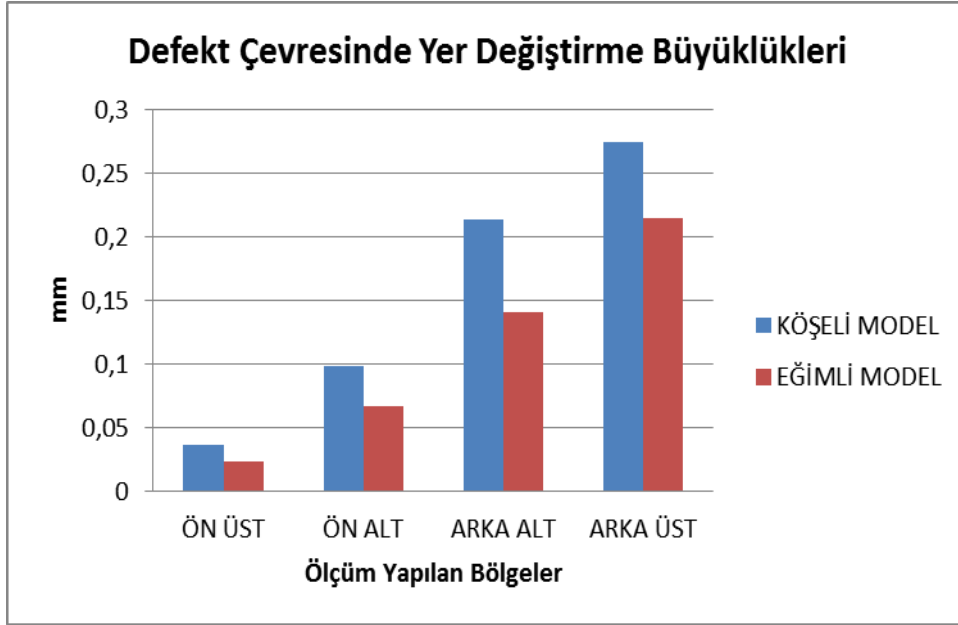
Şekil 3.6. Köşeli ve eğimli modellerde meydana gelen minimum principal stres değerlerinin karşılaştırılması

### 3.1.2. Köşeli ve Eğimli Modellerde Meydana Gelen Yer Değiştirmeler

Modellerde meydana gelen yer değiştirme büyüklükleri değerlendirildiğinde (Şekil 3.7), her iki modelde de arka köşelerde (özellikle arka üst köşede) daha yüksek değerler elde edilmiştir. Modeller arasında yapılan karşılaştırmada ise köşeli modelde bütün bölgelerde daha fazla yer değiştirme gözlenmiştir (Şekil 3.8).

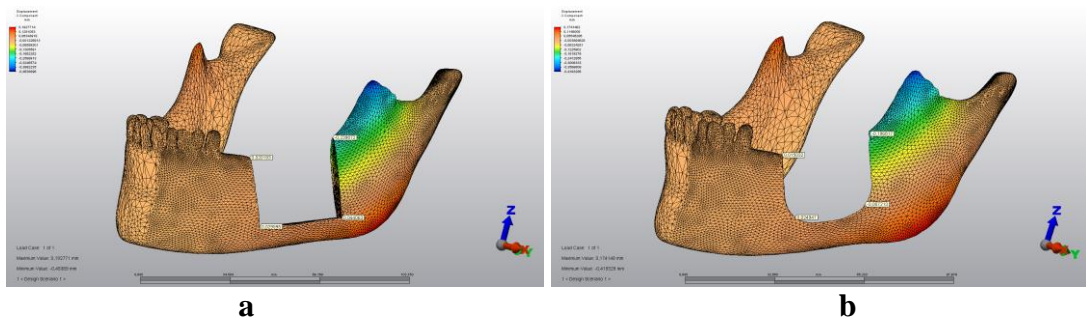


Şekil 3.7. a) Köşeli modelde meydana gelen yer değiştirme büyüklüklerinin dağılımı b) Eğimli modelde meydana gelen yer değiştirme büyüklüklerinin dağılımı

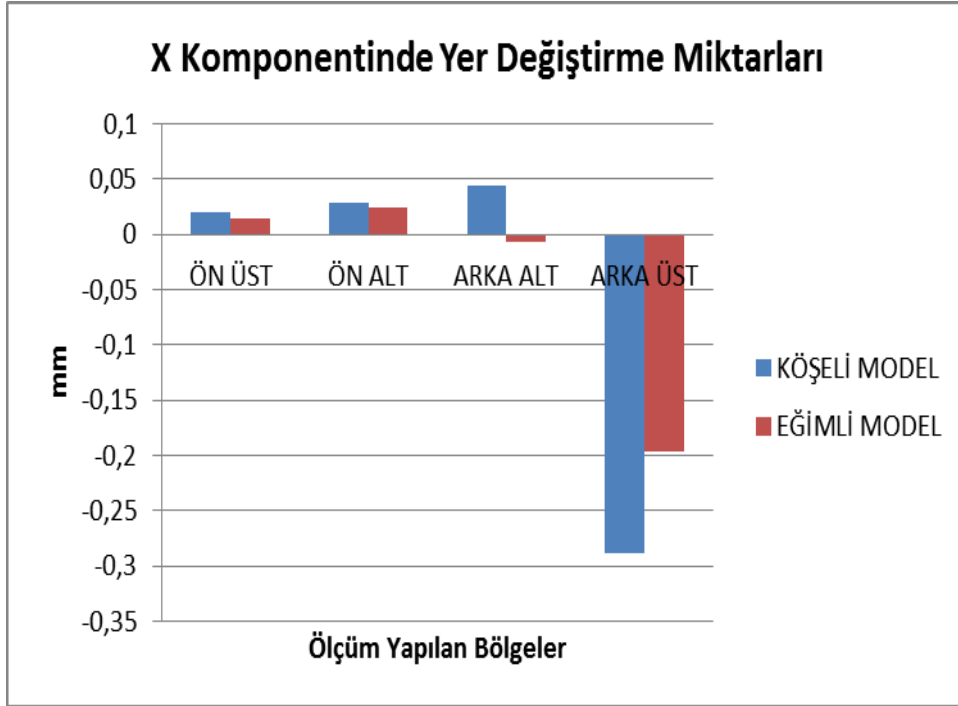


**Şekil 3.8.** Köşeli ve eğimli modellerde meydana gelen yer değiştirme büyüklüklerinin karşılaştırılması

Modellerin X komponentinde meydana gelen yer değiştirme miktarları değerlendirildiğinde (şekil 3.9), her iki modelin arka üst köşesindeki yer değiştirme diğer bölgelere göre belirgin şekilde yüksek bulunmuştur. Bu köşeden elde edilen değerlerin negatif olduğu ve negatif değer burada medial yönde hareketi ifade ettiği değerlendirildiğinde, arka üst köşede temporal kasın çekmesine bağlı olarak bu medial yönlü hareketin meydana geldiği düşünülmektedir. Modeller arasında karşılaştırma yapıldığında ise köşeli modelde bütün bölgelerde daha yüksek değerler elde edilmiştir (şekil 3.10).

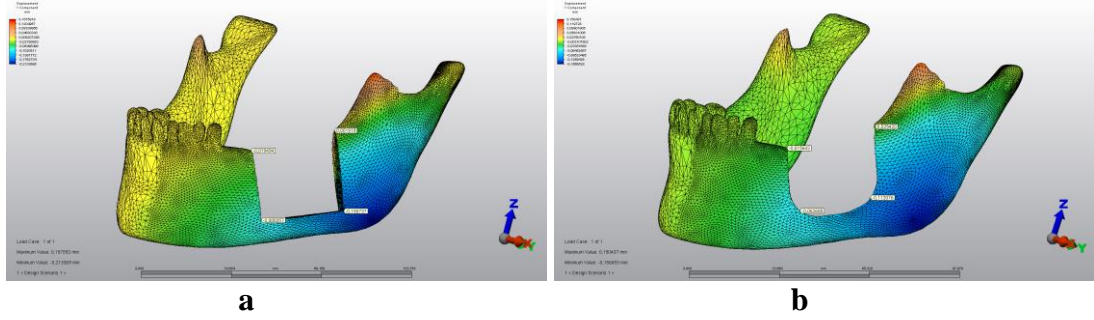


**Şekil 3.9. a)** Köşeli modelin X komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı **b)** Eğimli modelin X komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı

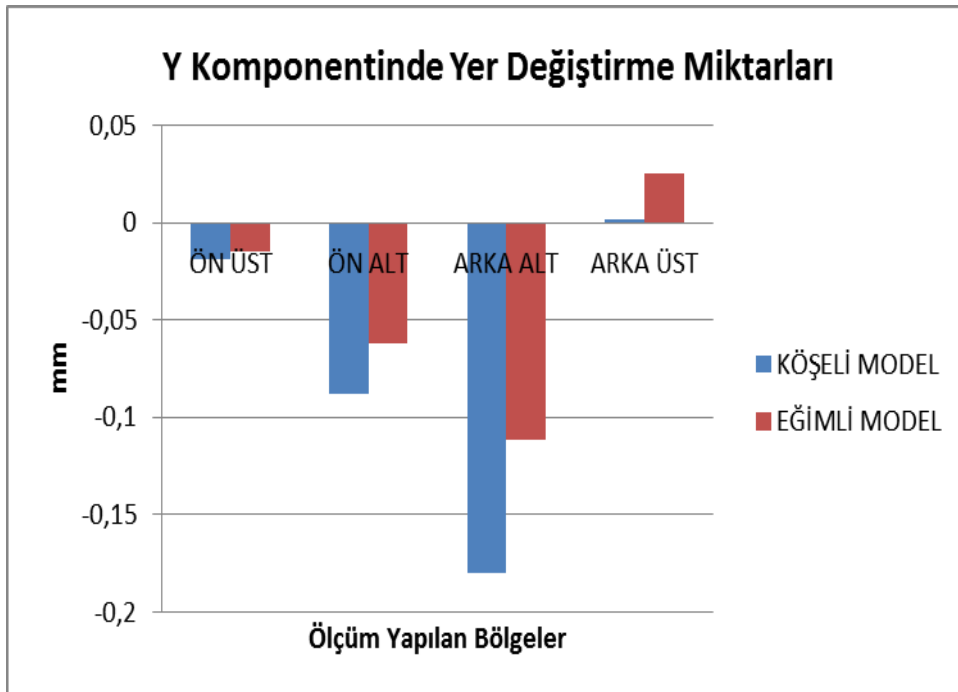


**Şekil 3.10.** Her iki modelin X komponentinde meydana gelen yer değiştirmelerin karşılaştırılması

Y komponentindeki hareketler değerlendirildiğinde, her iki modelde de arka üst köşeler hariç bütün bölgelerde negatif değerler alındığı görülmüştür. Bu durum, arka üst köşelerde az miktarda posterior yönlü, diğer köşelerde ise anterior yönlü hareket meydana geldiğini ifade etmektedir (şekil 3.11). Buradan mandibulanın arka alt köşeden esneyerek kas çekmelerinin etkisiyle hem ramusta hem korpusta ayrı ayrı rotasyon hareketine yol açtığı ve yönlerdeki farklılığın bu sebeple meydana geldiği çıkarımı yapılabilir. Her iki modelde de en yüksek değerler arka alt köşeden alınmıştır. Modeller karşılaştırıldığında ise arka üst köşe hariç bütün bölgelerde, köşeli modelde daha yüksek değerler bulunmuştur (şekil 3.12).

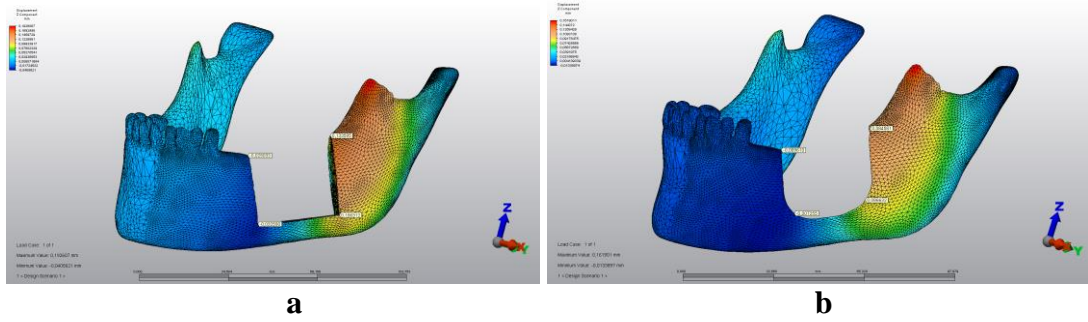


**Şekil 3.11. a)** Köşeli modelin Y komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı **b)** Eğimli modelin Y komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı

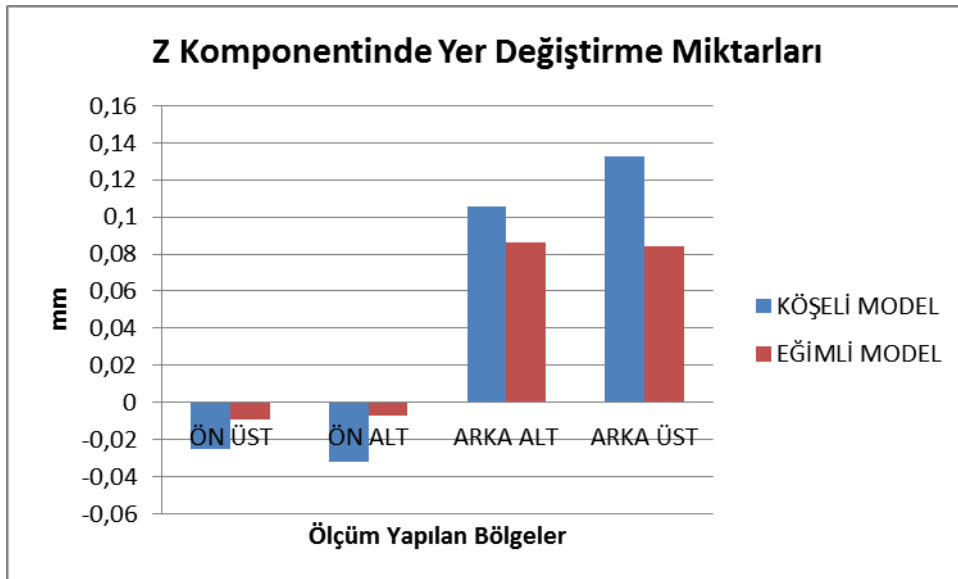


**Şekil 3.12.** Her iki modelin Y komponentinde meydana gelen yer değiştirmelerin karşılaştırılması

Z komponentindeki hareketler değerlendirildiğinde, her iki modelde de arka köşelerin ön köşelerden belirgin şekilde daha fazla ve yukarı yönlü hareket ettiği görülmüştür (şekil 3.13). Bu durum yukarıda bahsedilen mandibulanın arka alt köşeden esnemesi durumunu doğrular niteliktedir. Modeller karşılaştırıldığında ise bütün bölgelerde köşeli modelin daha fazla yer değiştirdiği görülmektedir (şekil 3.14).



**Şekil 3.13.** a) Köşeli modelin Z komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı b) Eğimli modelin Z komponentinde yer değiştirme miktarı dağılımı



**Şekil 3.14.** Her iki modelin Z komponentinde meydana gelen yer değiştirmelerin karşılaştırılması

Bütün bu veriler ışığında köşeli tasarıma sahip marjinal mandibulektomilerde mandibulanın ısırma sırasındaki kuvvetler karşısında kırılma ihtimalinin daha yüksek olduğu, köşeleri yuvarlatılmış tasarımın ise kuvvetler karşısında daha az stres biriktirdiği ve kırılma riskine karşı belirgin avantaj sağladığı söylenebilir.

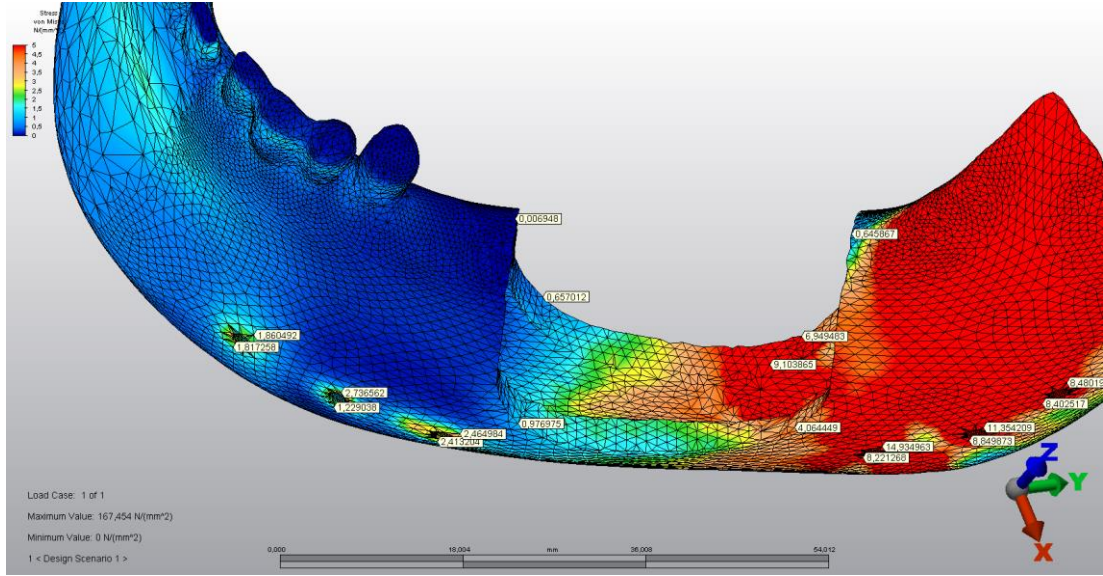
### 3.2. Çalışmanın ikinci aşaması

Çalışmanın ikinci aşamasında eğimli model üzerinde farklı tasarım ve yerleşimli rekonstrüksiyon plakları uygulanarak elde edilen dört farklı yeni modelde aynı sınır koşulları ve kas kuvvetleri altında yapılan analizler, çalışmanın ilk aşaması ile aynı parametrelere bakılarak değerlendirilmiştir.

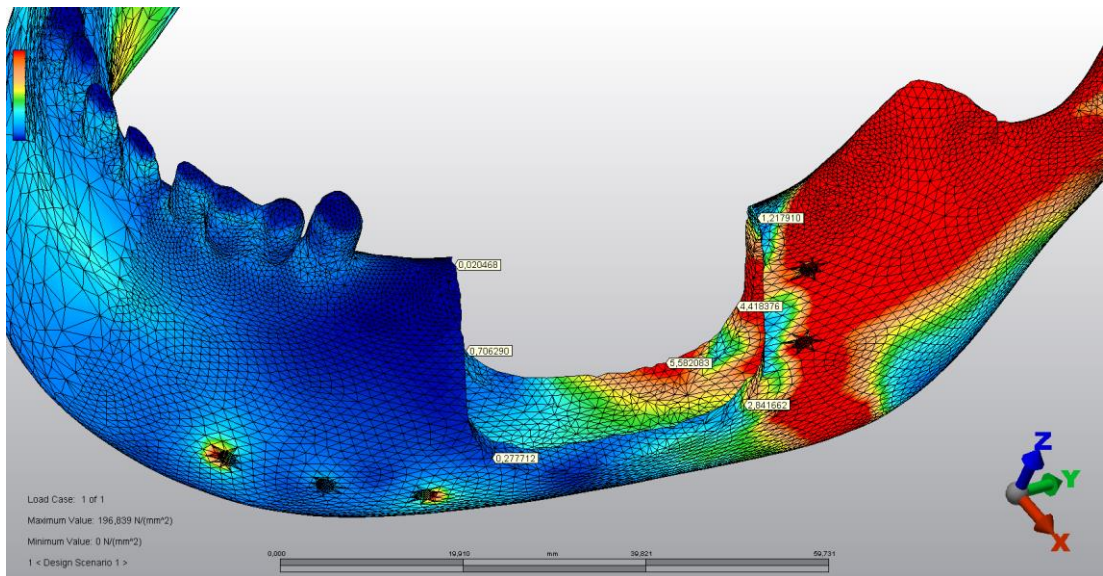
Gereç ve yöntem bölümünde belirtildiği şekilde numaralarla isimlendirilen modellerde bulunan vidalar da önden başlayarak arkaya doğru sırasıyla 1. vida, 2. vida, 3. vida, 4. vida, 5. vida ve 6. vida şeklinde isimlendirilmişlerdir. Model 4' te aynı hizada üst üste bulunan vidalardan üstte bulunanlar önce numaralandırılmıştır. Yani ön tarafta üstte bulunan vida 2. vida, arka tarafta üstte bulunan vida ise 4. vida olarak isimlendirilmiştir.

#### 3.2.1. Modellerde Defekt Çevresinde Meydana Gelen Stresler

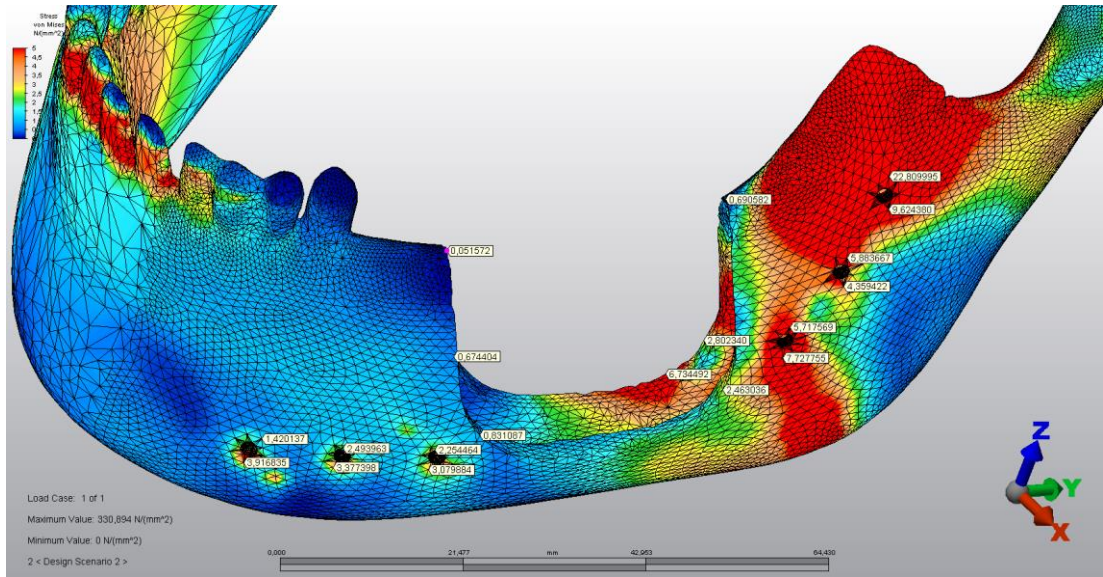
Modellerde defektin tabanındaki köşe noktalardan ve defek çevresinde en fazla stres biriken alanlardan alınan Von Mises stres dağılımları değerlendirildiğinde (şekil 3.15), bütün modellerde arka köşelerde daha fazla stres olduğu ve yine bütün modellerde en yüksek değerlerin yaklaşık olarak aynı bölgelerden (geriye yakın iç kısımdan) alındığı görülmüştür. Bu en yüksek değerlere bakılarak modeller arasında yapılan sıralama yüksekten düşüğe doğru; model 1 > model 4 > model 3 > model 2 şeklindedir (şekil 3.16). Buna göre klasik yöntem olarak kullanılagen model 1' de diğer modellere göre daha fazla Von Mises stres biriktiği görülmüştür. Model 2'de ise diğer modellere göre defekt çevresinde daha az stres biriktiği gözlenmiştir.



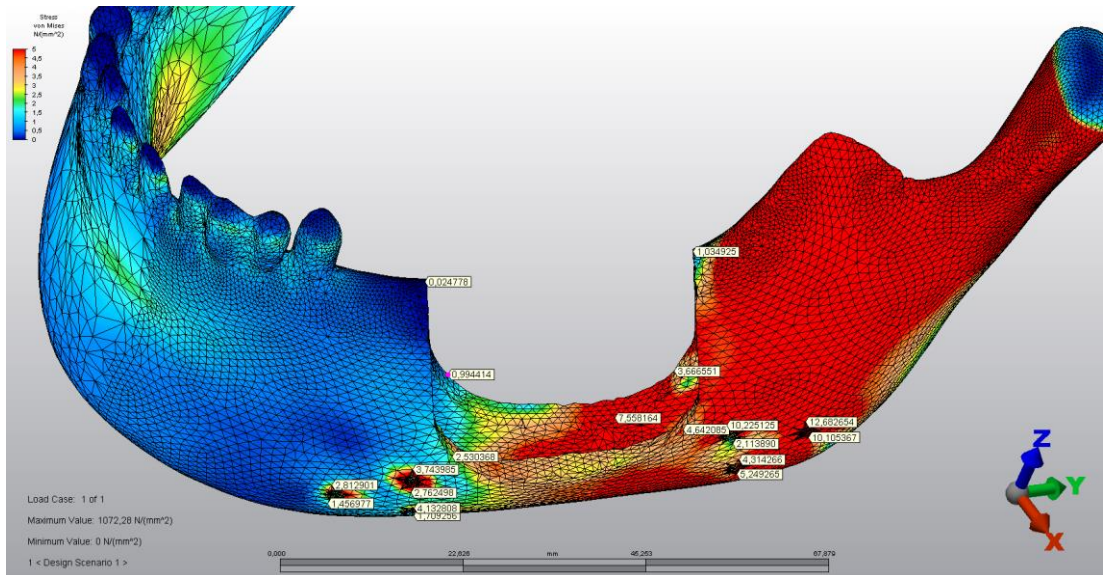
Şekil 3.15. a) Model 1 de defekt çevresinde oluşan Von Mises stres dağılımları



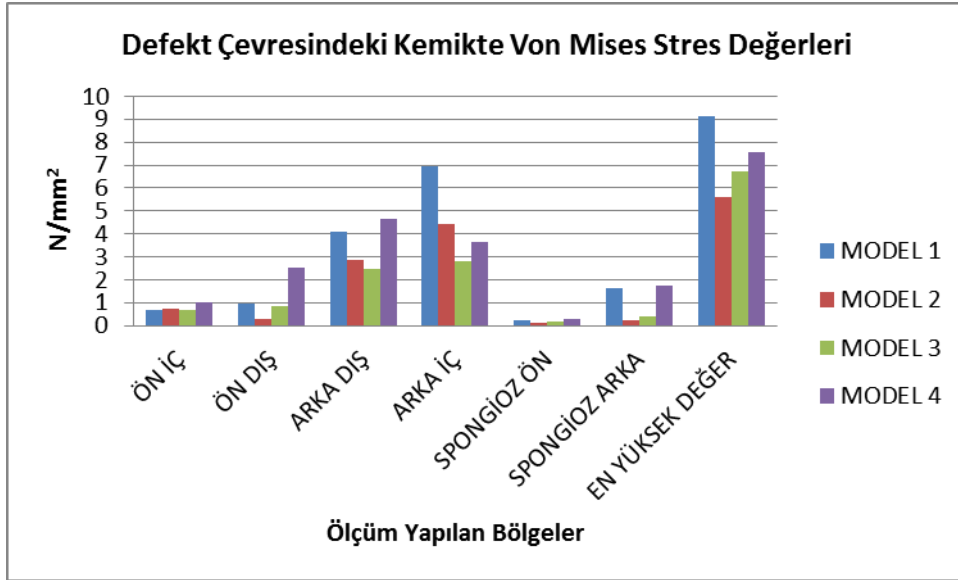
Şekil 3.15. b) Model 2 de defekt çevresinde oluşan Von Mises stres dağılımları



Şekil 3.15. c) Model 3 de defekt çevresinde oluşan Von Mises stres dağılımları

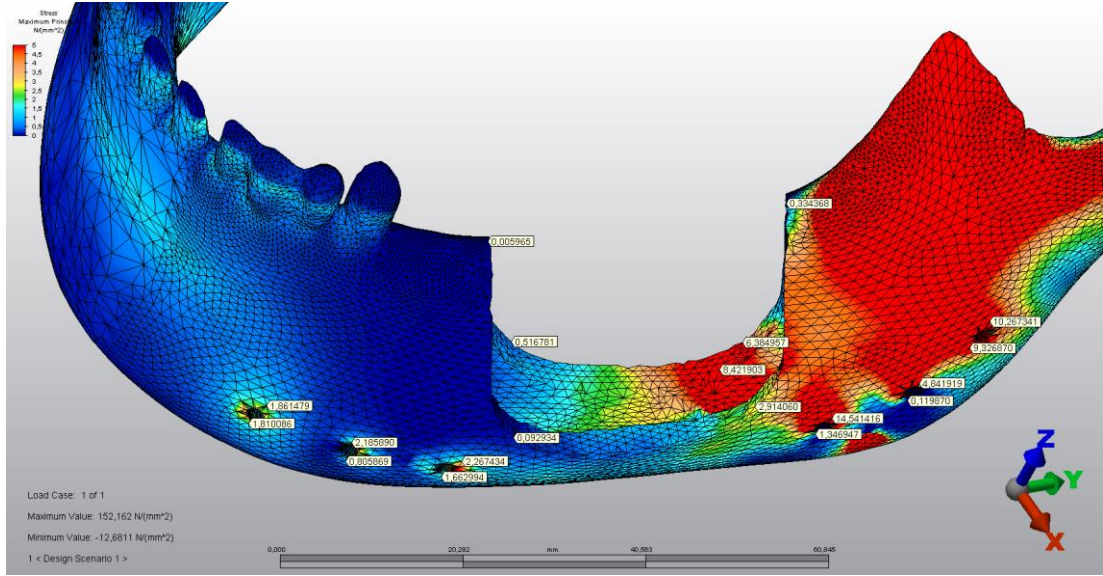


Şekil 3.15. d) Model 4 de defekt çevresinde oluşan Von Mises stres dağılımları

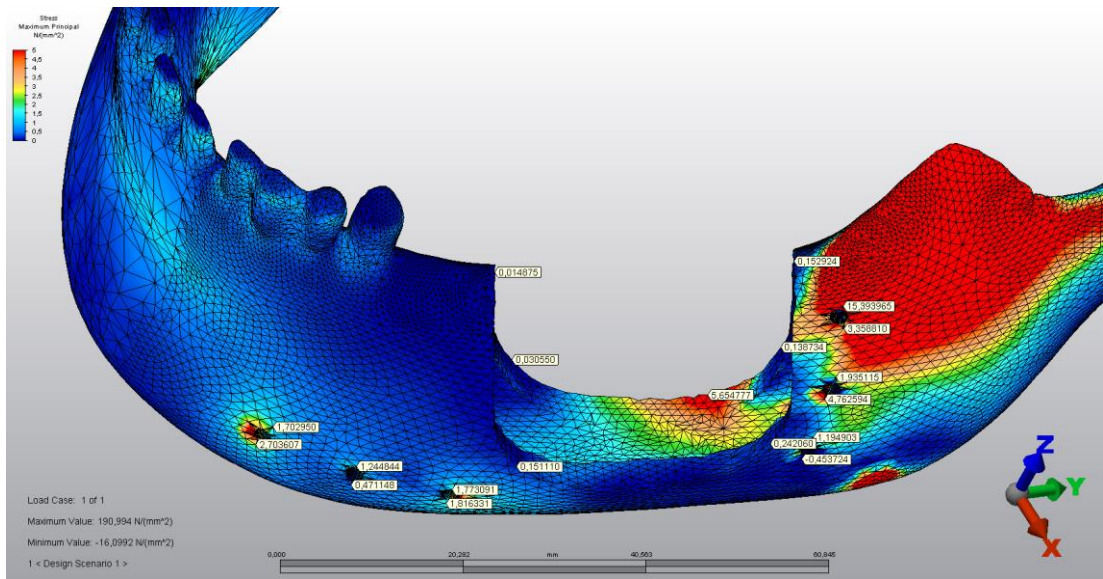


**Şekil 3.16.** Modellerin defekt çevresindeki kortikal ve spongiöz kemiklerde meydana gelen Von Mises stres değerlerinin karşılaştırması

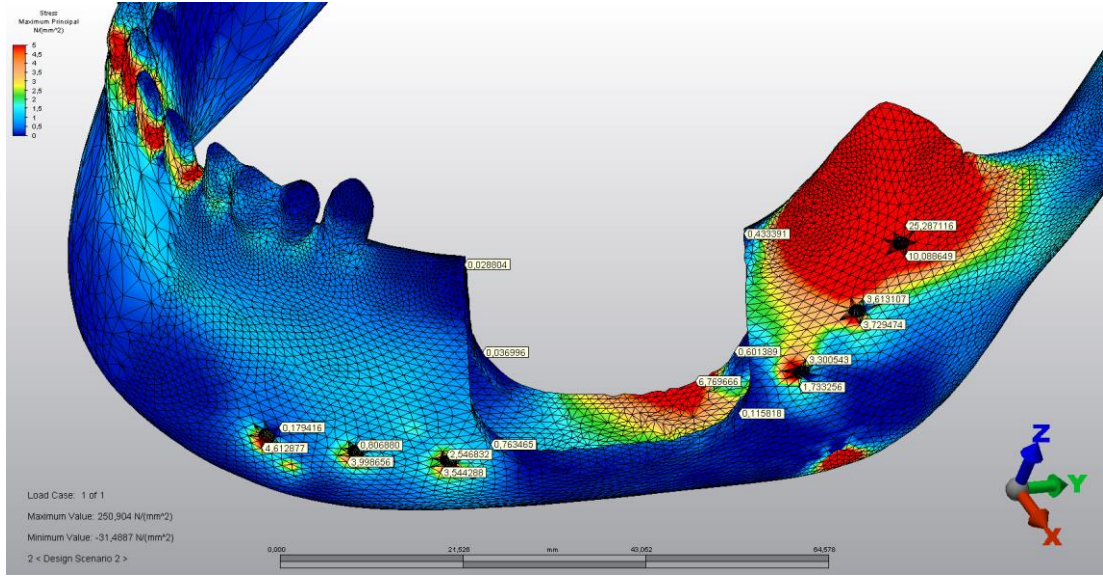
Defekt çevresinde ölçülen maksimum principal stres dağılımları değerlendirildiğinde (şekil 3.17), streslerin defekt tabanının arka kısımlarında daha çok biriktiği, bütün modellerde en yüksek değerlerin yaklaşık olarak aynı bölgelerden ( defekt tabanının arka - iç kısımdan) alındığı gözlenmiştir. Modeller, defekt çevresinde elde edilen en yüksek değerler açısından karşılaştırıldığında; en fazla stresin model 1'de, en düşük stresin model 2'de olduğu, diğer iki modelde ise değerlerin birbirine yakın olduğu gözlenmiştir(şekil 3.18).



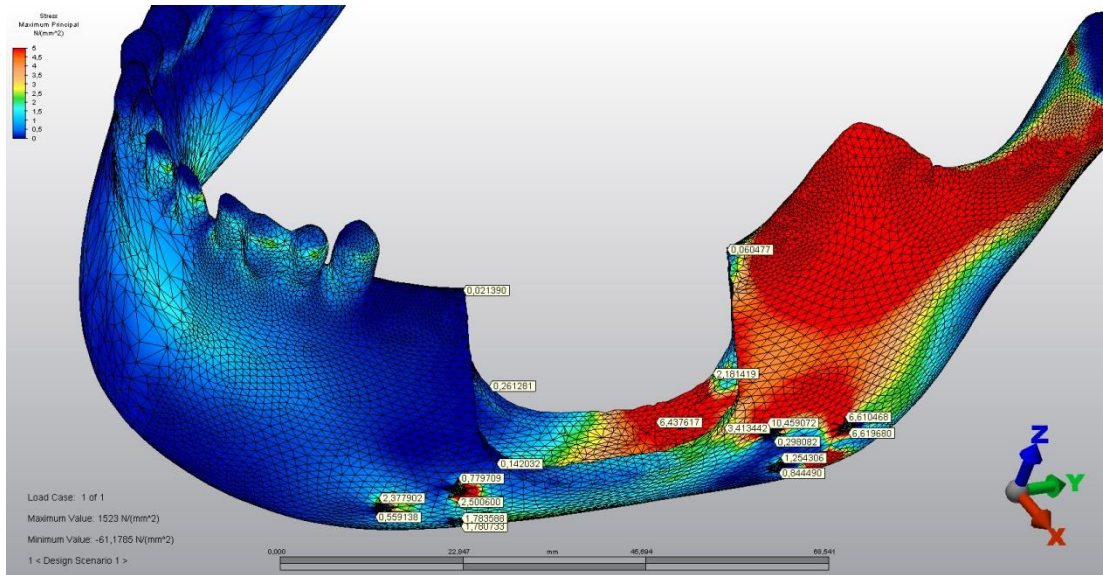
Şekil 3.17. a) Model 1 de defekt çevresinde oluşan maksimum principal stres dağılımları



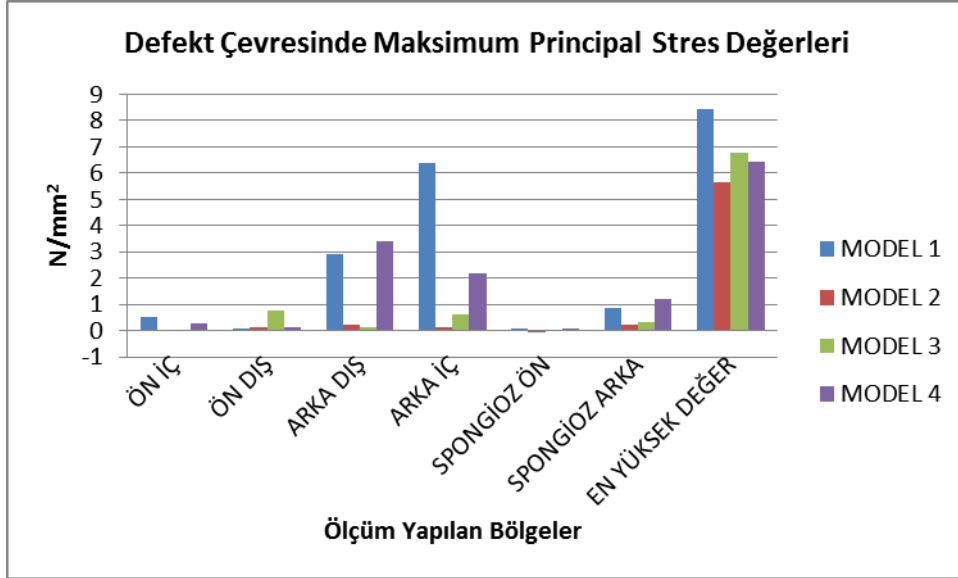
Şekil 3.17. b) Model 2 de defekt çevresinde oluşan maksimum principal stres dağılımları



Şekil 3.17. c) Model 3 de defekt çevresinde oluşan maksimum principal stres dağılımları

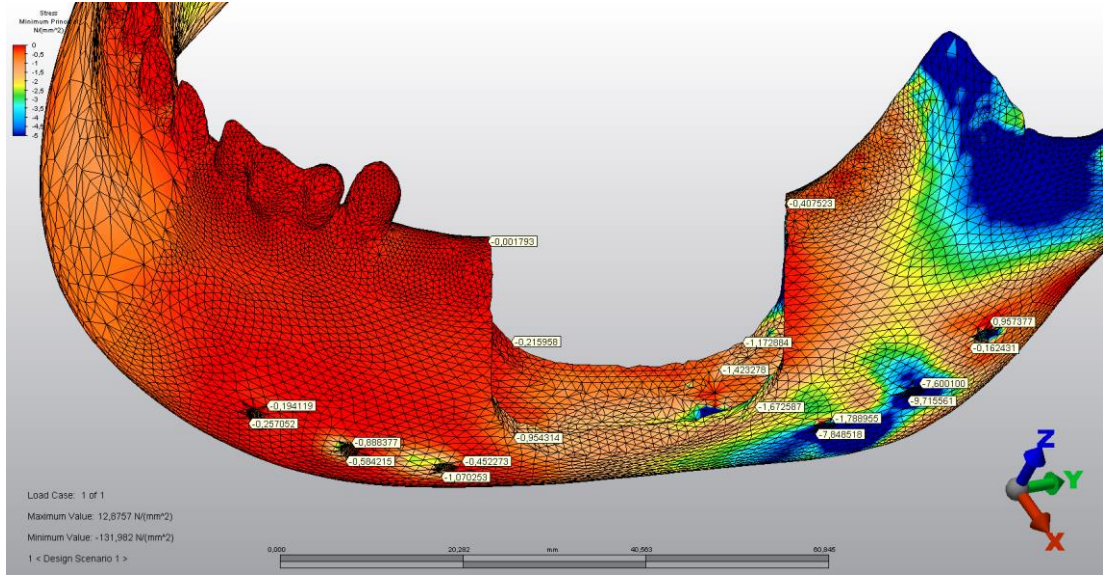


Şekil 3.17. d) Model 4 de defekt çevresinde oluşan maksimum principal stres dağılımları

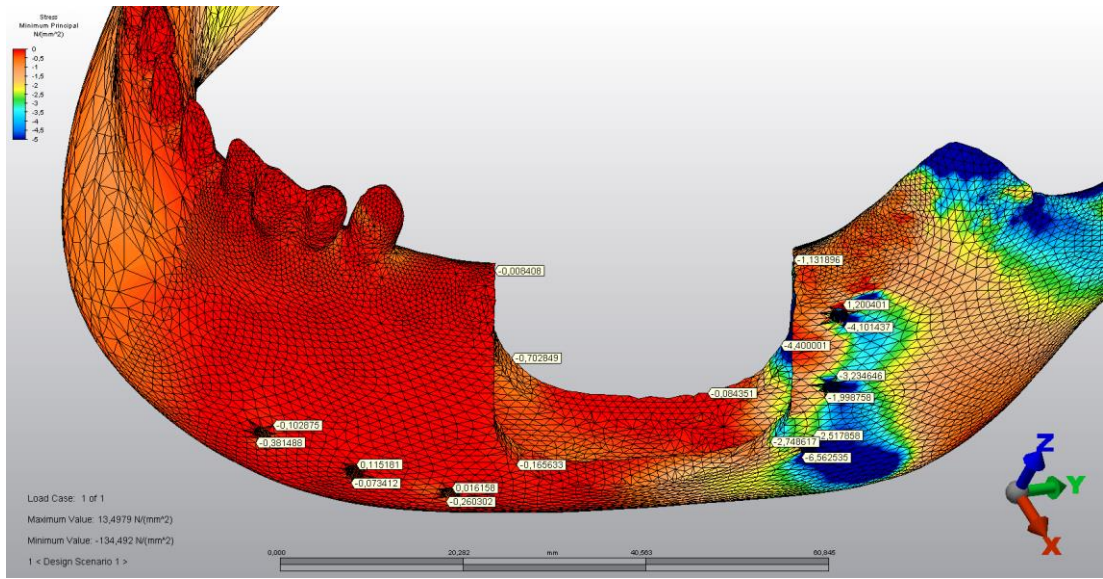


**Şekil 3.18.** Modellerin defekt çevresindeki kortikal ve spongiöz kemiklerde meydana gelen maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırması

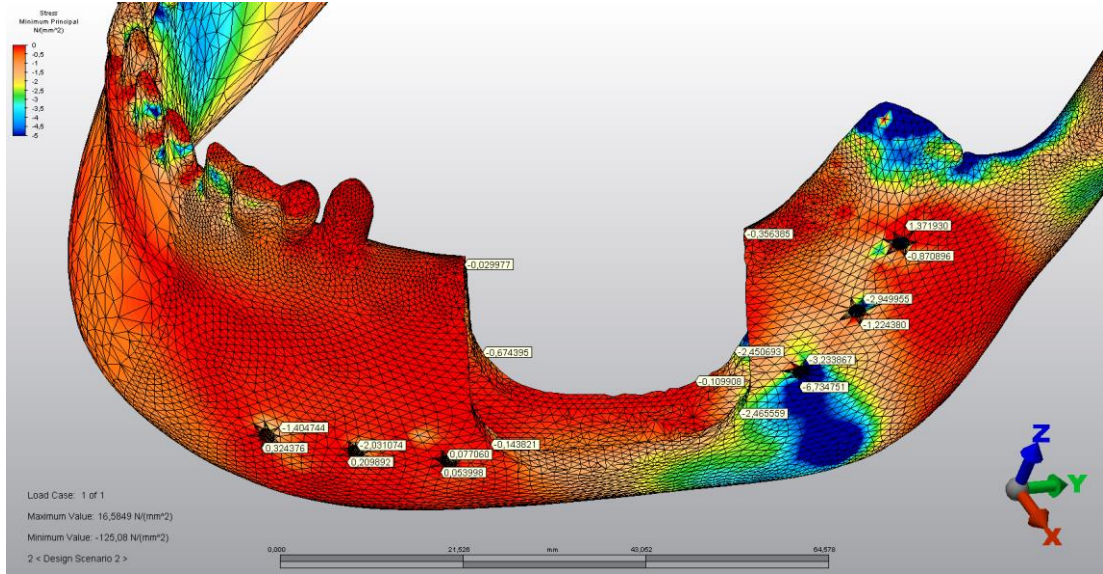
Defekt çevresinde oluşan minimum principal stres dağılımları değerlendirildiğinde (Şekil 3.19); genel olarak bütün modellerde maksimum principal stres değerlerine kıyasla daha düşük değerler alındığı göze çarpmaktadır. Bu yüzden bütün modellerin genel olarak sıkışma streslerinden çok gerilme streslerinin etkisi altında olduğu söylenebilir. Elde edilen en yüksek değerler açısından modeller arasında bir karşılaştırma yapılacak olursa, mutlak değerce en yüksek stresler model 2' de, en düşük stresler ise model 1'de görülmüştür. Diğer iki modelin değerleri yaklaşık olarak eşit ölçülmüştür (şekil 3.20). Model 2' den umulmayan bu yüksek değer, özellikle 4 numaralı vidanın, defektin arka köşelerine yakın olması ve vida çevresinde oluşan sıkışma gerilimlerinin bu köşelerdeki değerleri arttırması sebebiyle oluştuğu düşünülmektedir. Burada dikkat çekici olan başka bir husus; çalışmanın ilk kısmındaki plaksız modellerde minimum principal stresler defektin ön tarafında daha yüksek iken, çalışmanın ikinci kısmındaki plaklı modellerde bu streslerin defektin arka kısımlarında daha yoğun olmasıdır. Bir istisna olarak sadece model 4' te stresler defekt tabanının dış korteksi boyunca nisbeten homojen yayılım göstermiştir.



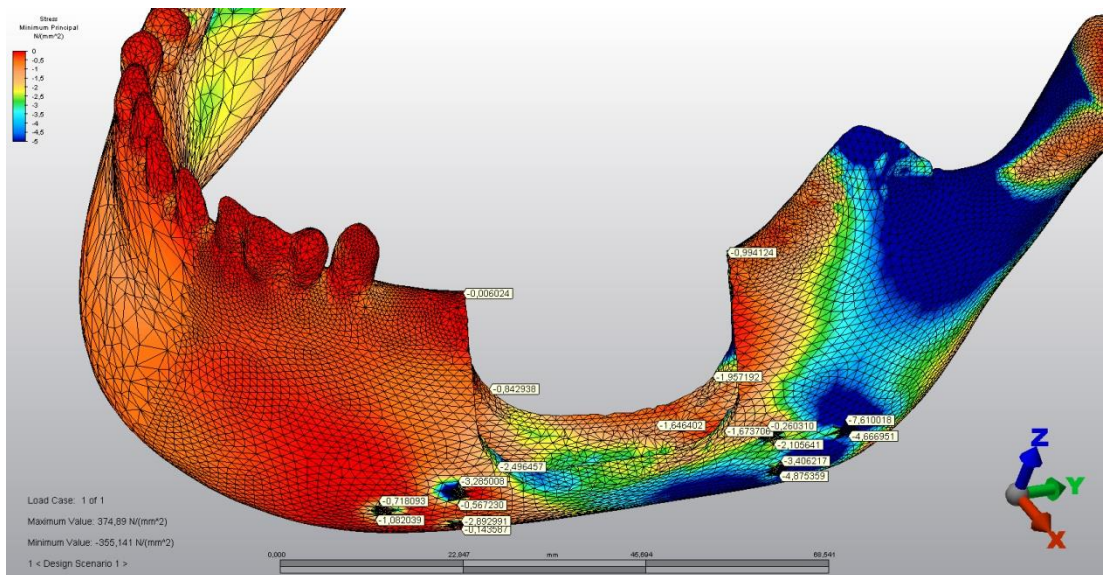
Şekil 3.19. a) Model 1 de defekt çevresinde oluşan minimum principal stres dağılımları



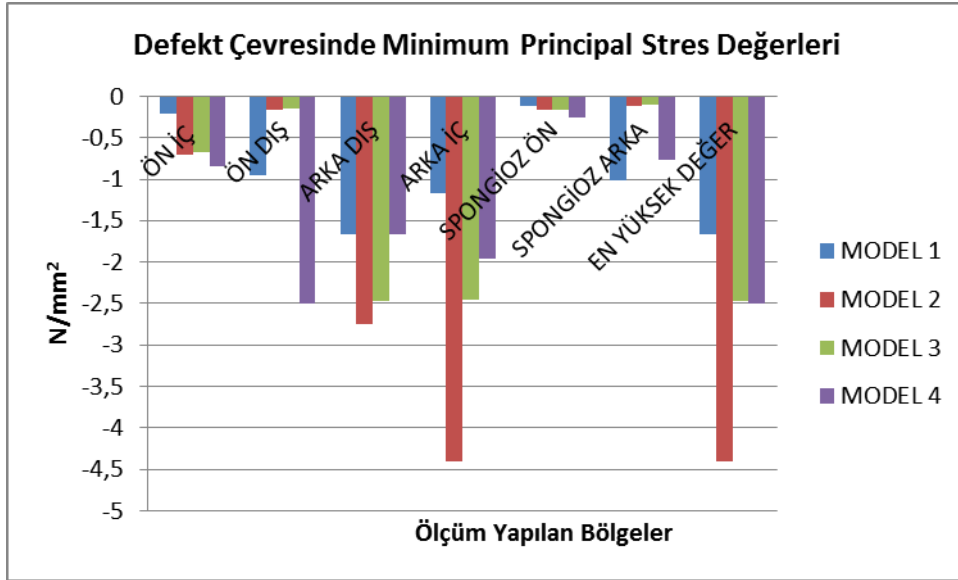
Şekil 3.19. b) Model 2 de defekt çevresinde oluşan minimum principal stres dağılımları



Şekil 3.19. c) Model 3 de defekt çevresinde oluşan minimum principal stres dağılımları



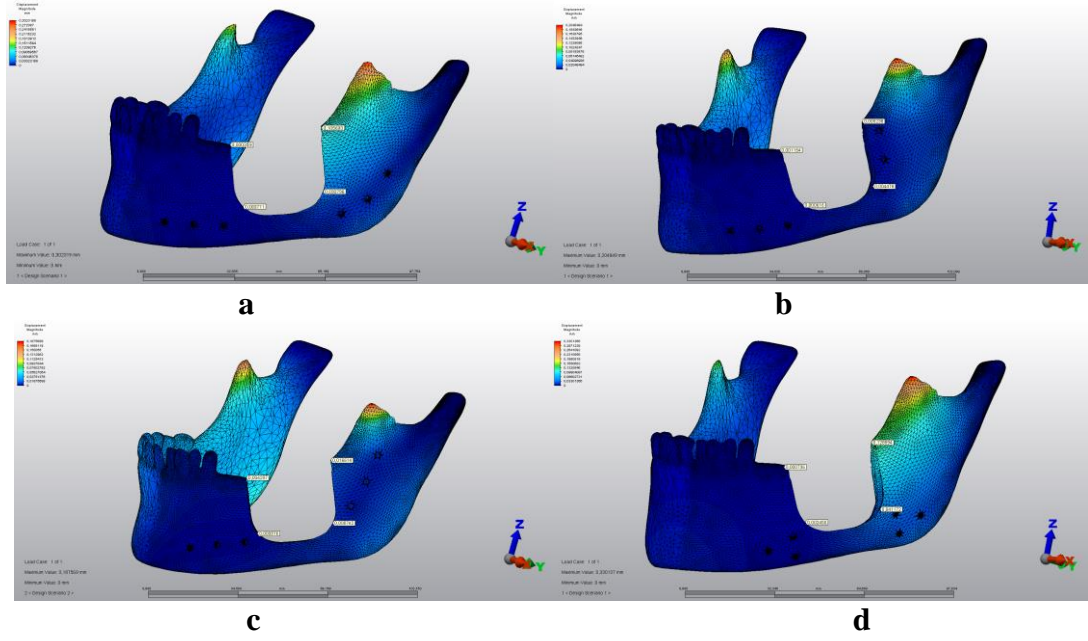
Şekil 3.19. d) Model 4 de defekt çevresinde oluşan minimum principal stres dağılımları



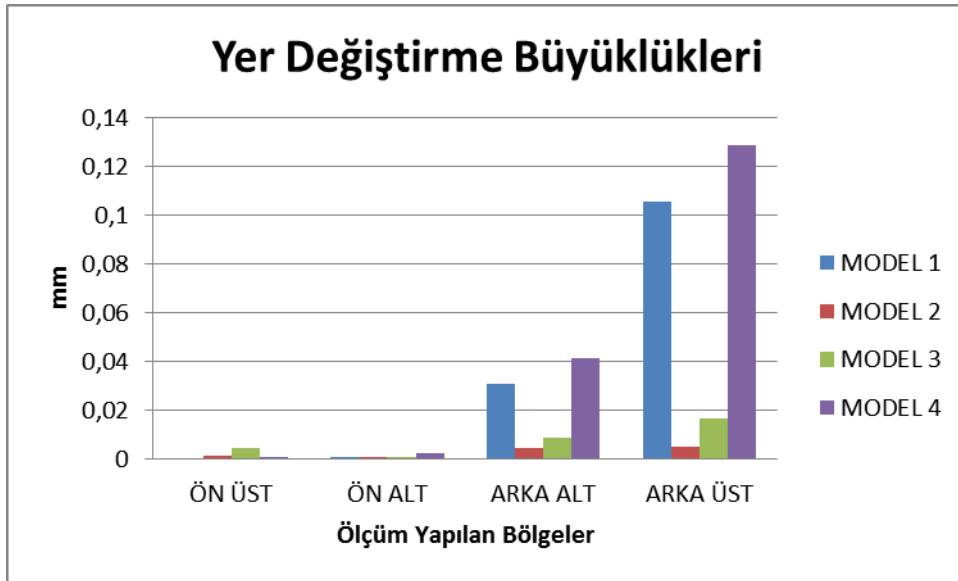
Şekil 3.20. Modellerin defekt çevresindeki kortikal ve spongiöz kemiklerde meydana gelen minimum principal stres değerlerinin karşılaştırması

### 3.2.2. Modellerde Meydana Gelen Yer Değişiklikleri

Modeller yer değiştirme büyüklükleri açısından değerlendirildiğinde (şekil 3.21), bütün modellerde bu değerlerin oldukça düşük seviyelerde olduğu gözle çarpmakta, ayrıca yine bütün modellerde defektin arka köşelerindeki yer değiştirme büyüklüklerinin ön köşelere göre daha fazla olduğu görülmektedir. Modeller arka köşelerdeki yer değiştirme büyüklüklerine göre fazladan aza doğru; model 4 > model 1 > model 3 > model 2 şeklinde sıralanmaktadır. Burada model 4 ile model 1' deki yer değiştirmenin diğer iki modele göre belirgin şekilde daha fazla olması dikkat çekmektedir (şekil 3.22).



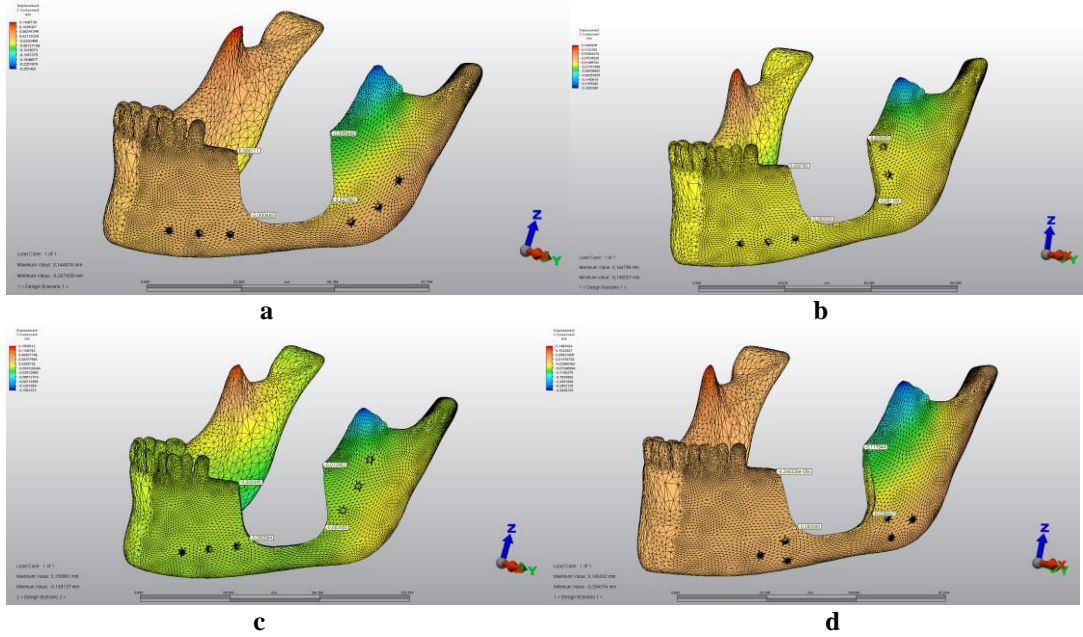
**şekil 3.21.** a) Model 1'de yer değiştirme miktarı dağılımları b) Model 2'de yer değiştirme miktarı dağılımları c) Model 3'de yer değiştirme miktarı dağılımları d) Model 4'de yer değiştirme miktarı dağılımları



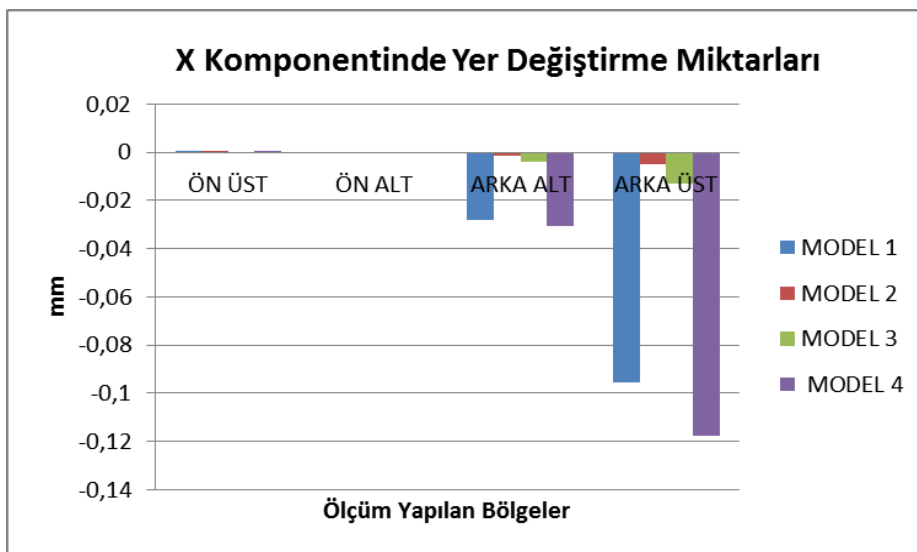
**şekil 3.22.** Modellerin yer değiştirme büyüklüklerinin karşılaştırması

Modellerin X komponentinde meydana gelen yer değiştirme büyüklükleri yine arka köşelerde bir miktar daha fazla görülmekle birlikte özellikle model 2 ve model 3' deki yer değiştirmelerin bütün bölgelerde sifıra yakın olması dikkat çekicidir (şekil 3.23). Model 4 ve model 1'in ise özellikle arka st köşedeki hareketi diğer köşelere

göre belirgin şekilde fazladır (şekil 3.24). Bu durum, bu iki modelin 5 ve 6 numaralı vidalarının diğer iki modele kıyasla koronoid proçese daha uzak konumlanmış olması ve bu nedenle temporal kas çekmesine bağlı olarak arka üst köşede oluşan hareketi engelleyememesi ile açıklanabilmektedir.

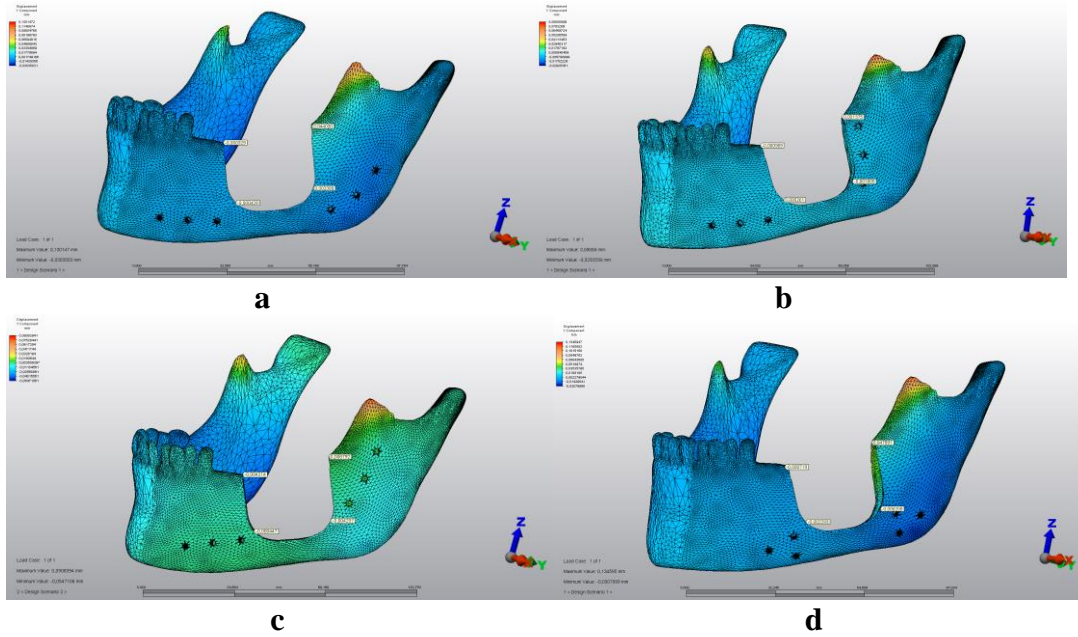


**Şekil 3.23.** a) Model 1'de X komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı b) Model 2'de X komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı c) Model 3'de X komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı d) Model 4'de X komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı

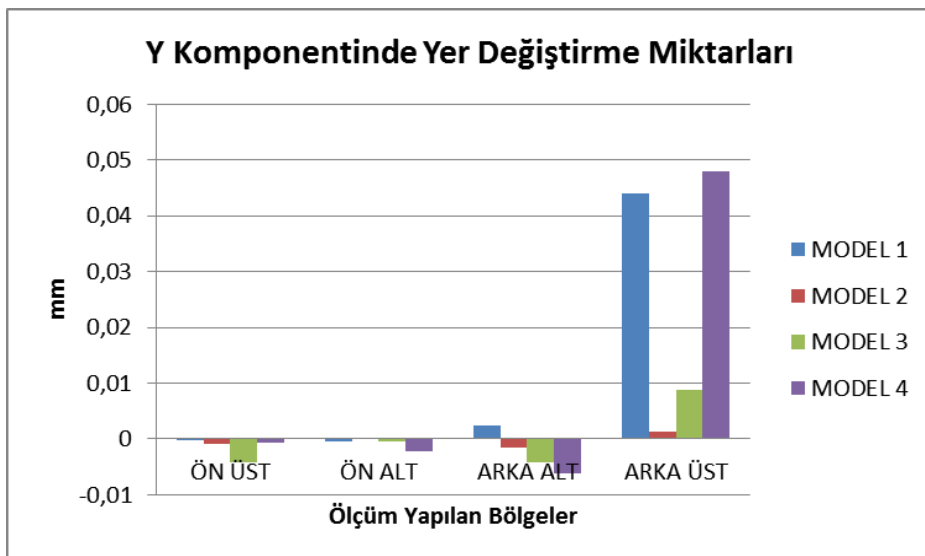


**Şekil 3.24.** Modellerin X komponentindeki yer değiştirmelerinin karşılaştırması

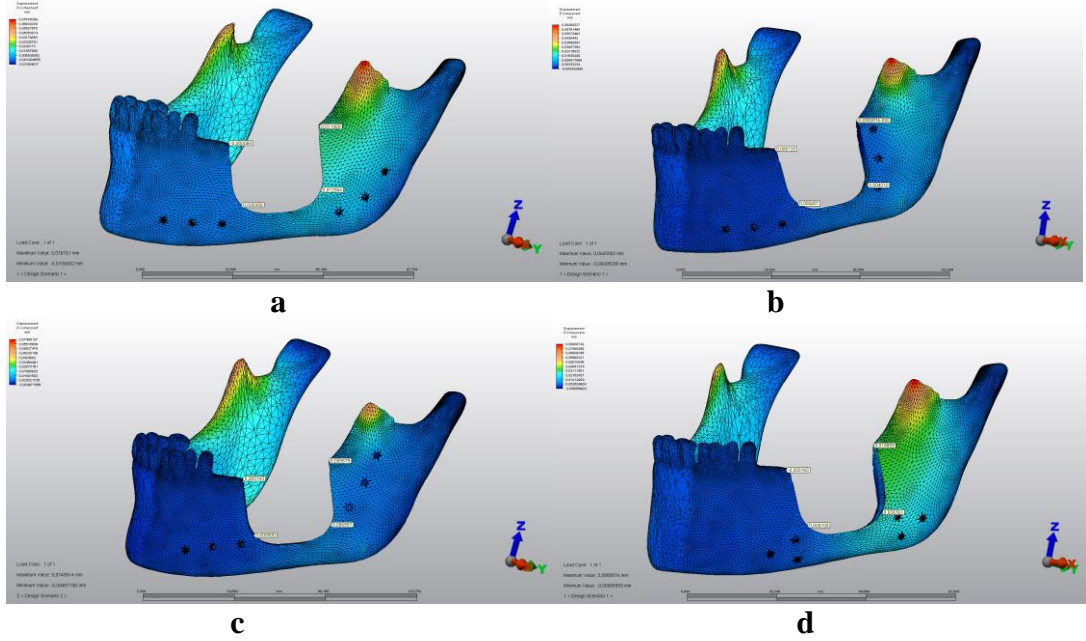
Modellerin Y ve Z komponentlerindeki yer değiştirme büyüklükleri, dağılımları ve modeller arasındaki kıyaslamalar genel olarak X komponenti ile paralellik arz etmektedir (şekil 3.25, şekil 3.26, şekil 3.27 ve şekil 3.28). Buradan model 2 ve model 3'deki plakların defekt bölgesinde mandibulanın esnemesini engelleme konusunda daha başarılı olduğu çıkarımı yapılabilir.



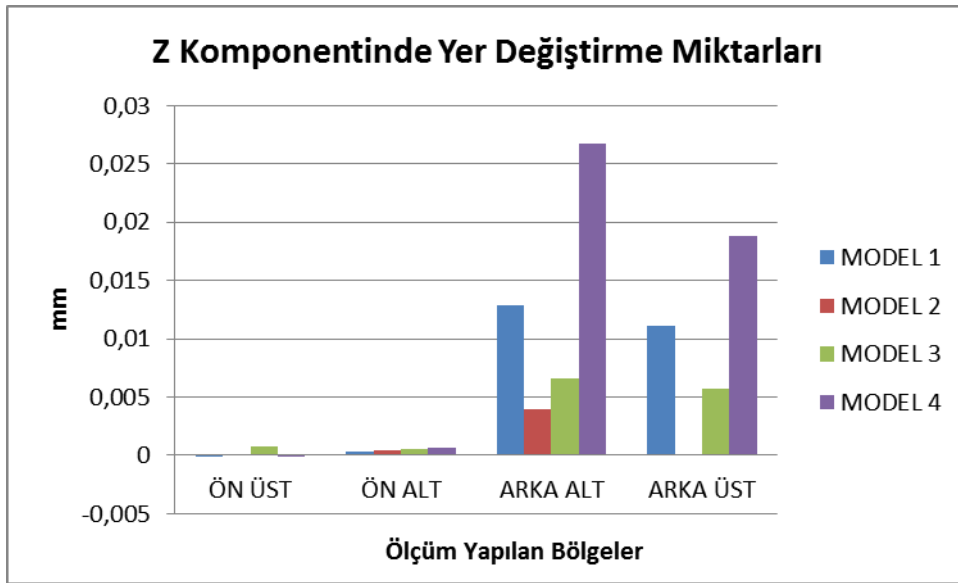
**şekil 3.25.** a) Model 1'de Y komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı b) Model 2'de Y komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı c) Model 3'de Y komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı d) Model 4'de Y komponentinde yer değiştirme büyüklükleri dağılımı



**şekil 3.26.** Modellerin Y komponentindeki yer değiştirmelerinin karşılaştırması



**Şekil 3.27.** a) Model 1'de Z komponentinde yer değıştirme büyüklükleri dağılımı b) Model 2'de Z komponentinde yer değıştirme büyüklükleri dağılımı c) Model 3'de Z komponentinde yer değıştirme büyüklükleri dağılımı d) Model 4'de Z komponentinde yer değıştirme büyüklükleri dağılımı



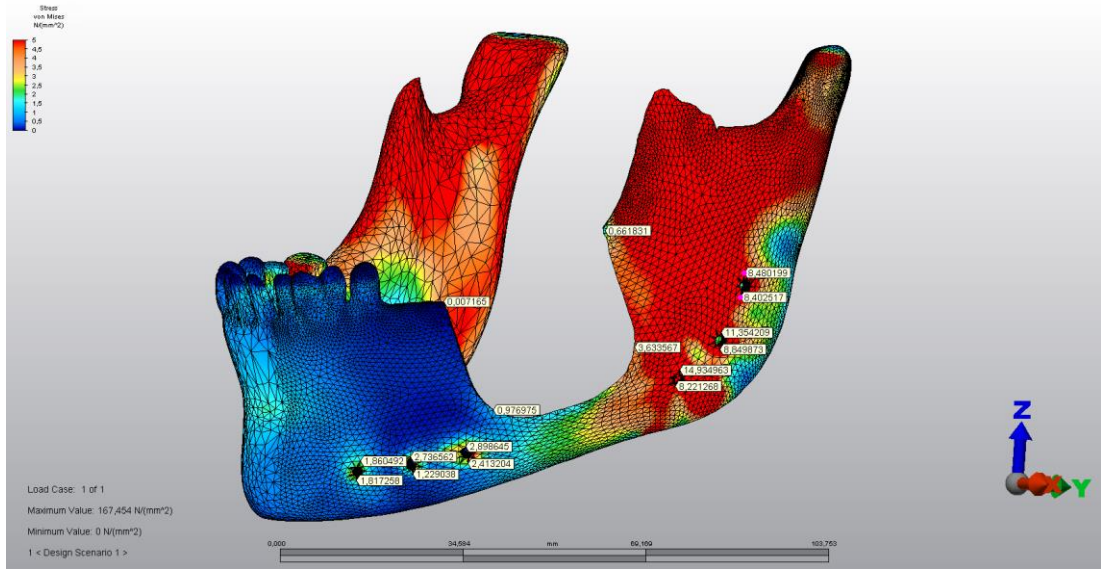
**Şekil 3.28.** Modellerin Z komponentindeki yer değıştirme büyüklüklerinin karşılaştırması

### 3.2.3. Vida Çevrelerindeki Kemikte Meydana Gelen Stresler

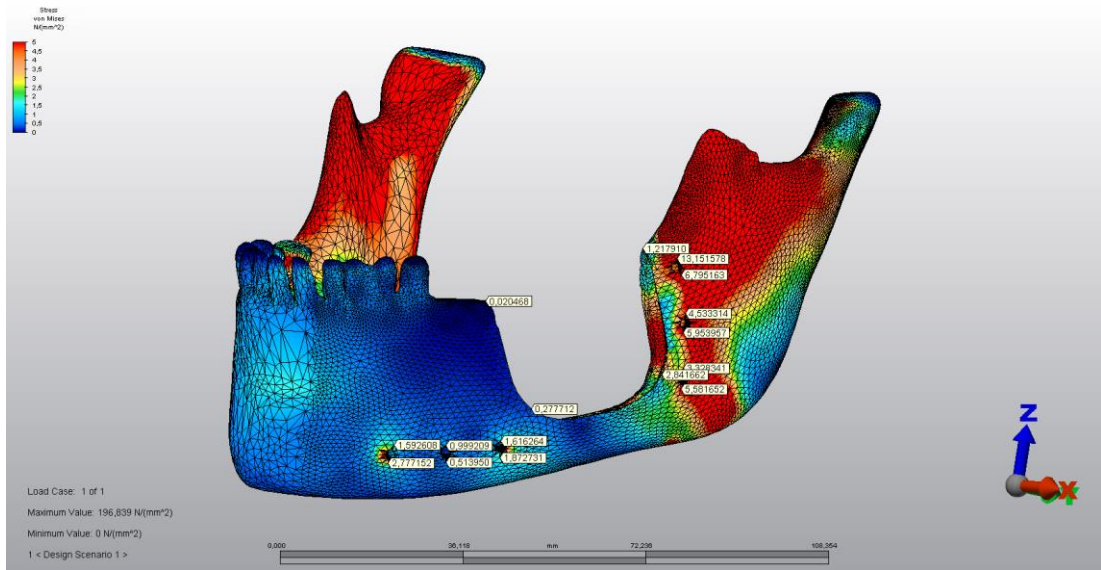
Vida çevrelerindeki kemikte bütün parametreler değerlendirilirken, vidaların alt ve üst kısmından iki ölçüm yapıp mutlak değerce yüksek olanı değerlendirmeye alınmıştır. Böylece karşılaştırmalar yapılırken kafa karışıklığı yaratabilecek gereksiz veri kalabalığının önüne geçilmeye çalışılmıştır.

Vida çevrelerindeki kortikal kemikte Von Mises stres dağılımlarına bakıldığında bütün modellerde defektin arkasında kalan vida çevrelerinde defektin ön kısmındakilere göre daha yüksek değerler elde edilmiştir (şekil 3.29).

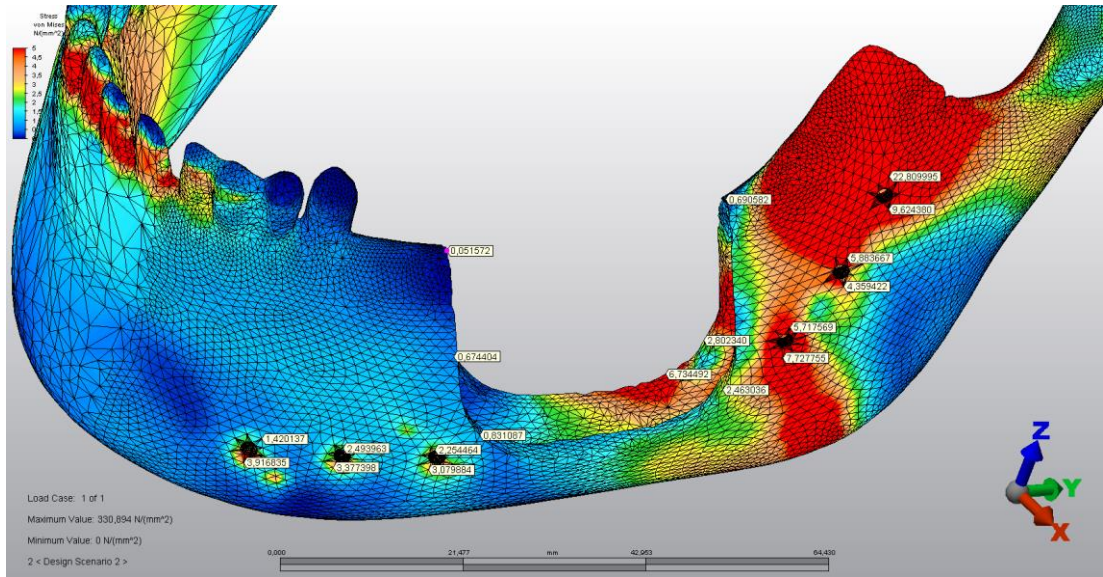
Model 1' de en yüksek değer dördüncü vida çevresinden, model 4'de ise altıncı vida çevresinden elde edilmiştir. Model 2 ve 3'de de en yüksek değerler altıncı vida çevresinden alınmış olmasına rağmen, bu modellerde altıncı vidanın koronoid proçese yakın konumlanmış olması ve temporal kasın oluşturduğu streslerin etki alanında bulunmaları nedeniyle bu şekilde yüksek değerler alındığı düşünülmektedir. Bu nedenle bu iki modelde altıncı vidadan sonraki en yüksek değerlerin alındığı bölgeleri de değerlendirmek daha sağlıklı yorumlar yapmamızı sağlayacaktır. Bu bağlamda altıncı vidadan sonraki en yüksek değer, model 3'de dördüncü vida çevresinden alınırken, model 2'de dördüncü ve beşinci vida çevrelerinden ve yaklaşık birbirine eşit olarak elde edilmiştir. Modeller arasında bir karşılaştırma yapılacak olursa, tüm modellerin en yüksek değeri model 3'ün altıncı vidası çevresinden alınırken, bunu sırasıyla model 1'in dördüncü vidası, model 2'nin altıncı vidası ve model 4'ün altıncı vidası izlemiştir. Ancak yukarıda bahsedilen temporal kasın etkisi dikkate alınacak ve model 2 ile 4'ün altıncı vida çevrelerindeki yüksek stresler görmezden gelinecek olursa, en yüksek stresin model 1'in dördüncü vidası çevresinde oluştuğu görülecektir. Model 4'ün altıncı vidası çevresinde oluşan yüksek değer de dikkat çekmektedir (şekil 3.30).



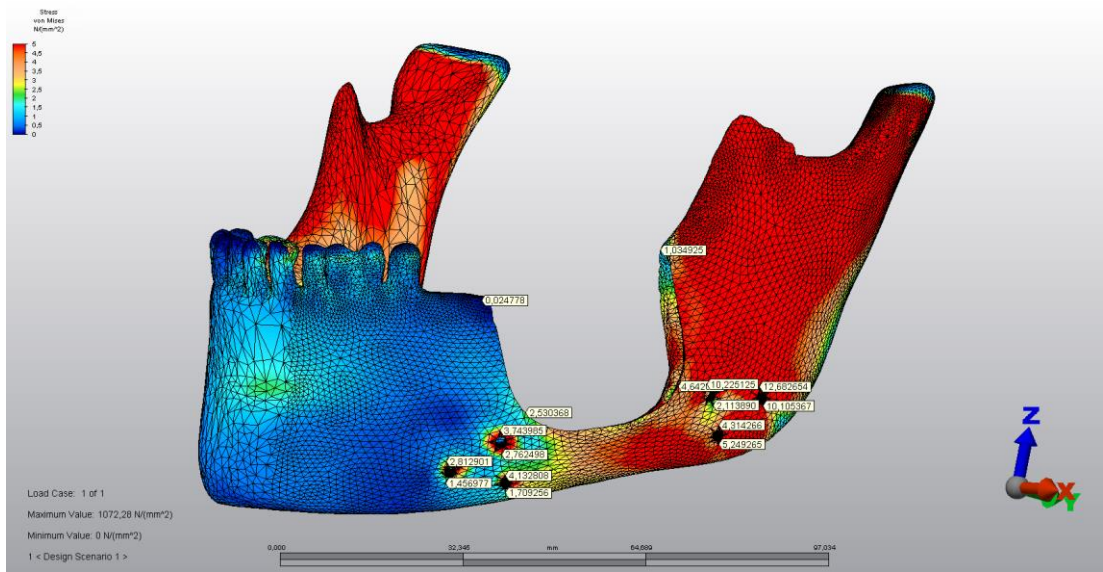
Şekil 3.29. a) Model 1'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte Von Mises stres dağılımları



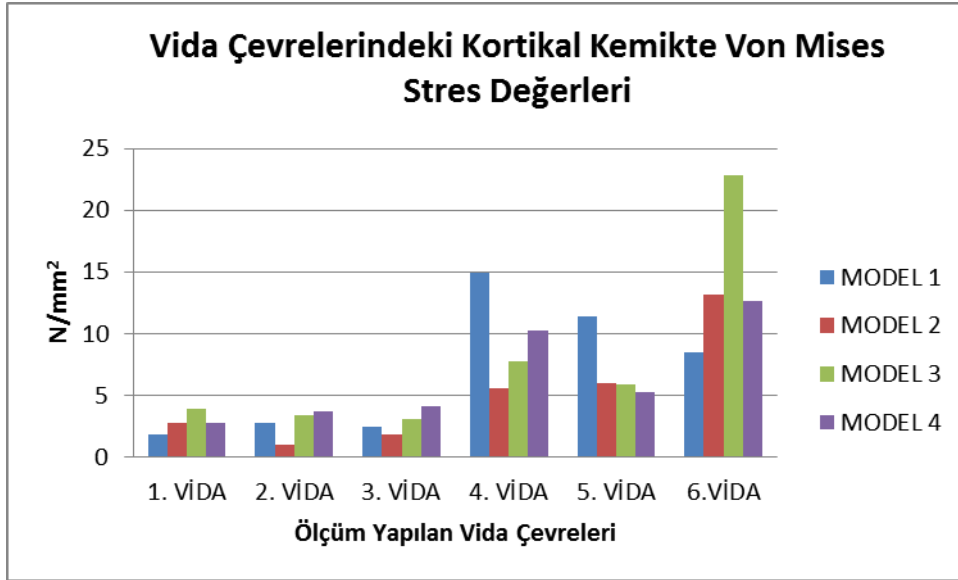
Şekil 3.29. b) Model 2'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte Von Mises stres dağılımları



Şekil 3.29. c) Model 3'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte Von Mises stres dağılımları

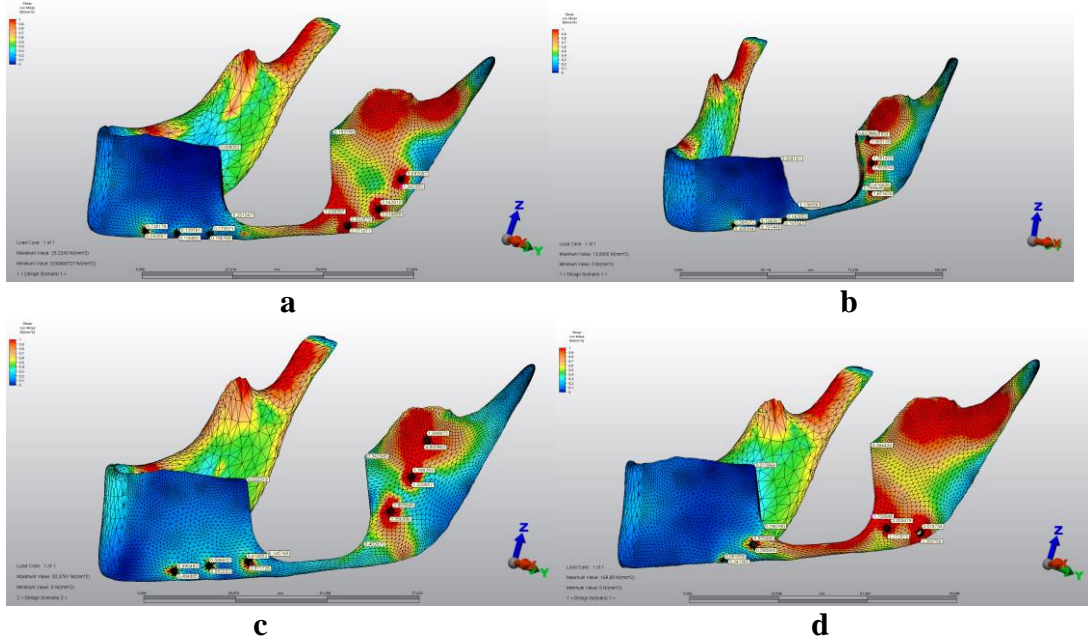


Şekil 3.29. d) Model 4'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte Von Mises stres dağılımları

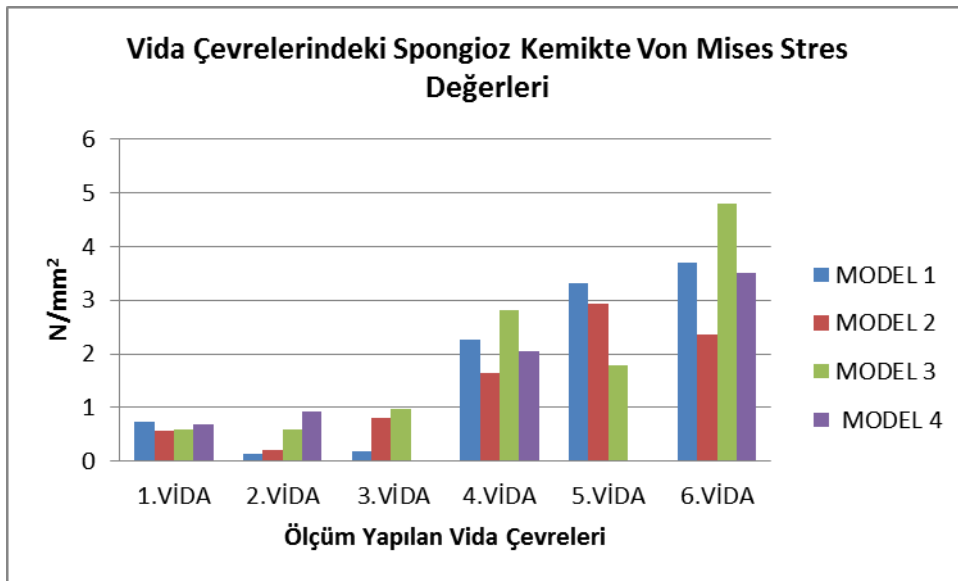


**Şekil 3.30.** Vida çevrelerindeki kortikal kemikte Von Mises stres değerlerinin karşılaştırması

Vida çevrelerindeki spongiöz kemikte Von Mises stres dağılımları, kortikal kemiğe benzer şekilde defektin arka kısmındaki vida çevrelerinde daha yüksek bulunmuştur (şekil 3.31). Modeller arasında karşılaştırma yapıldığında ise, bazı modellerde bazı vidaların spongiöz kemik içerisinde hiç seyretmemesi veya az seyretmesi ya da bazı bölgelerdeki kas çekmesine bağlı streslerin spongiöz kemikte daha az etki oluşturması gibi değişkenlikler sebebiyle spongiöz kemik ile kortikal kemikteki stres dağılımları paralellik arz etmemektedir (şekil 3.32).



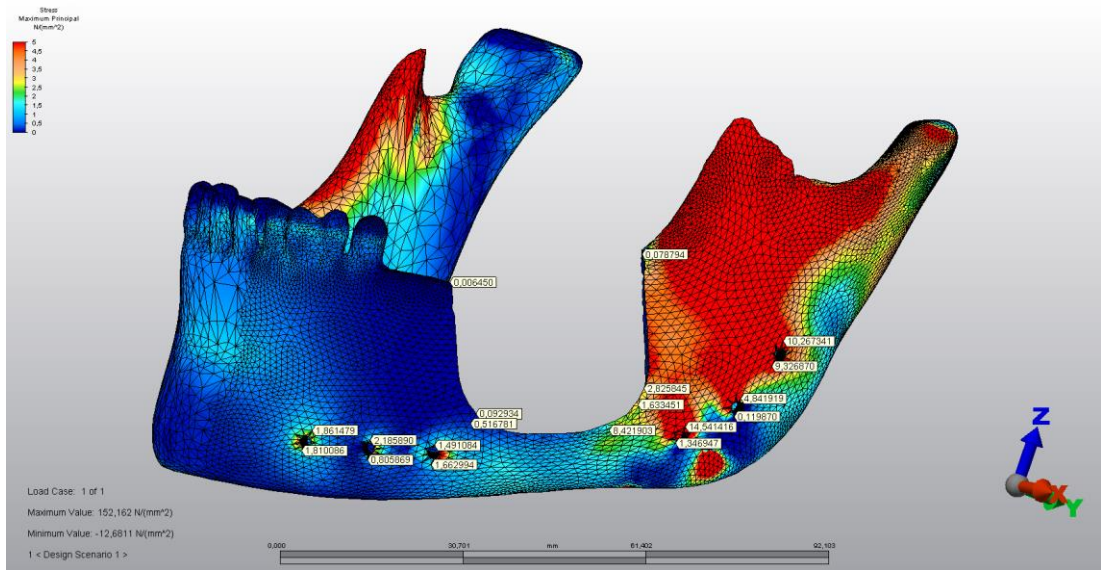
**Şekil 3.31.** a) Model 1'de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte Von Mises stres dağılımları b) Model 2'de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte Von Mises stres dağılımları c) Model 3'de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte Von Mises stres dağılımları d) Model 4'de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte Von Mises stres dağılımları



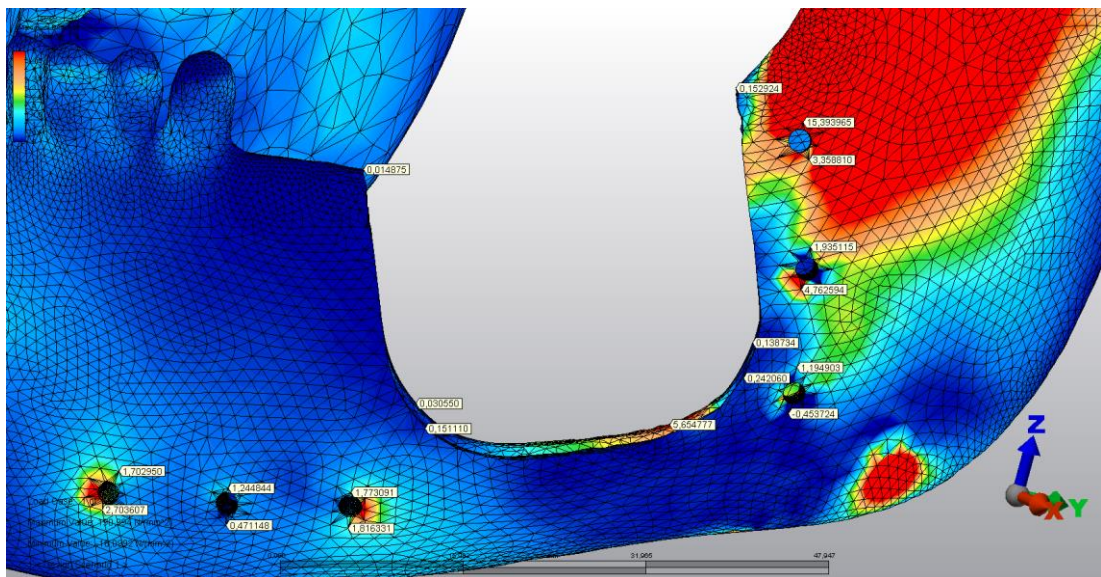
**Şekil 3.32.** Vida çevrelerindeki spongiöz kemikte Von Mises stres değerlerinin karşılaştırması

Vida çevrelerindeki kortikal kemikte maksimum principal stres dağılımları bütün modellerde defektin arka kısmında kalan vidaların çevrelerinde yoğunlaşmıştır (şekil 3.33). En yüksek değerler model 1 ve 4'te dördüncü vida çevresinden, model 2 ve

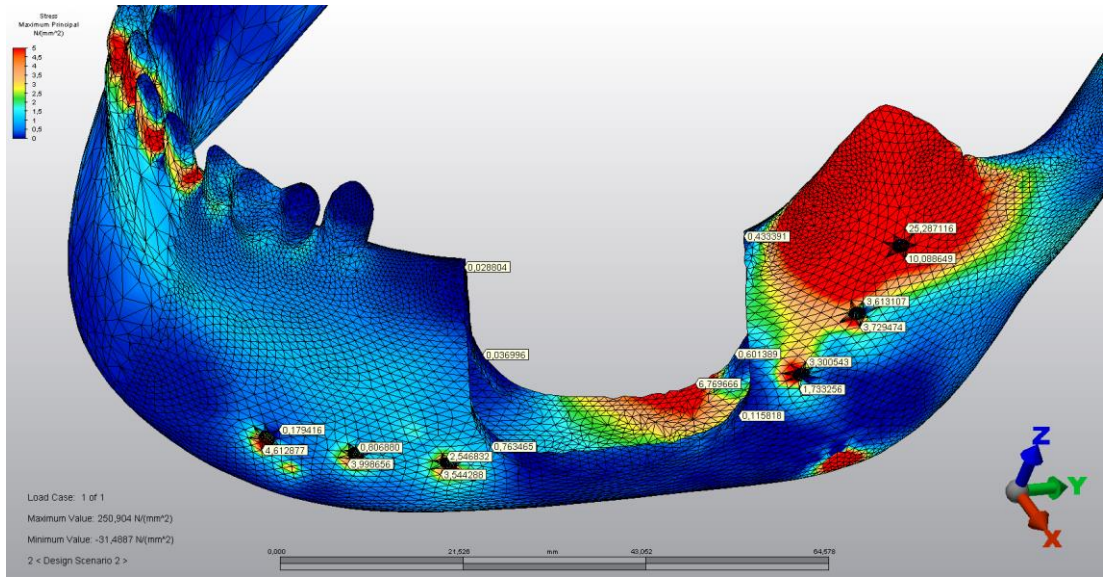
3'te ise altıncı vida çevresinden alınmıştır. Model 2 ve 3'ün altıncı vida çevrelerinden, daha önce de belirtildiği gibi temporal kasa yakınlıkları nedeniyle bu şekilde yüksek değerler alındığı düşünülmektedir. Bu modellerde altıncı vidalar görmezden gelinecek olursa model 2'de en yüksek değer 5. vidadan alınırken, model 3'te streslerin altıncı vida dışındaki vida çevrelerinde nisbeten homojen ve birbirine yakın değerler ile dağılım gösterdiği göze çarpmaktadır (şekil 3.34).



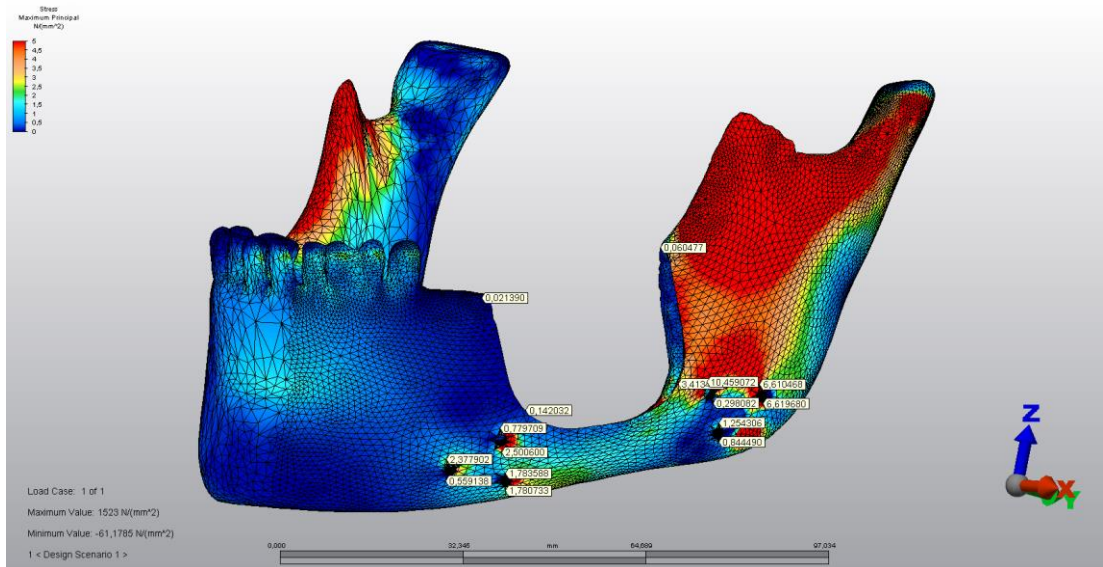
Şekil 3.33. a) Model 1'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte maksimum principal stres dağılımları



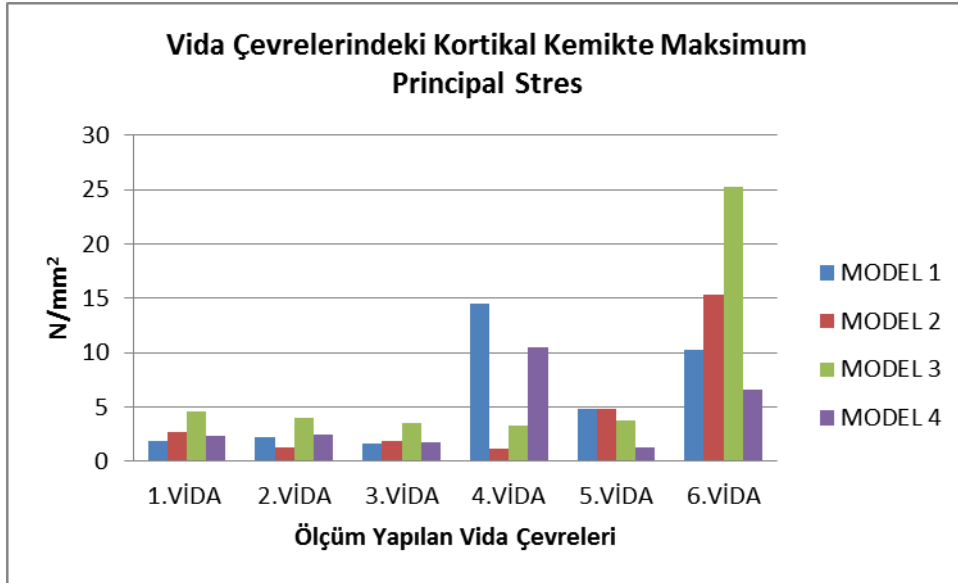
Şekil 3.33. b) Model 2'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte maksimum principal stres dağılımları



Şekil 3.33. c) Model 3'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte maksimum principal stres dağılımları

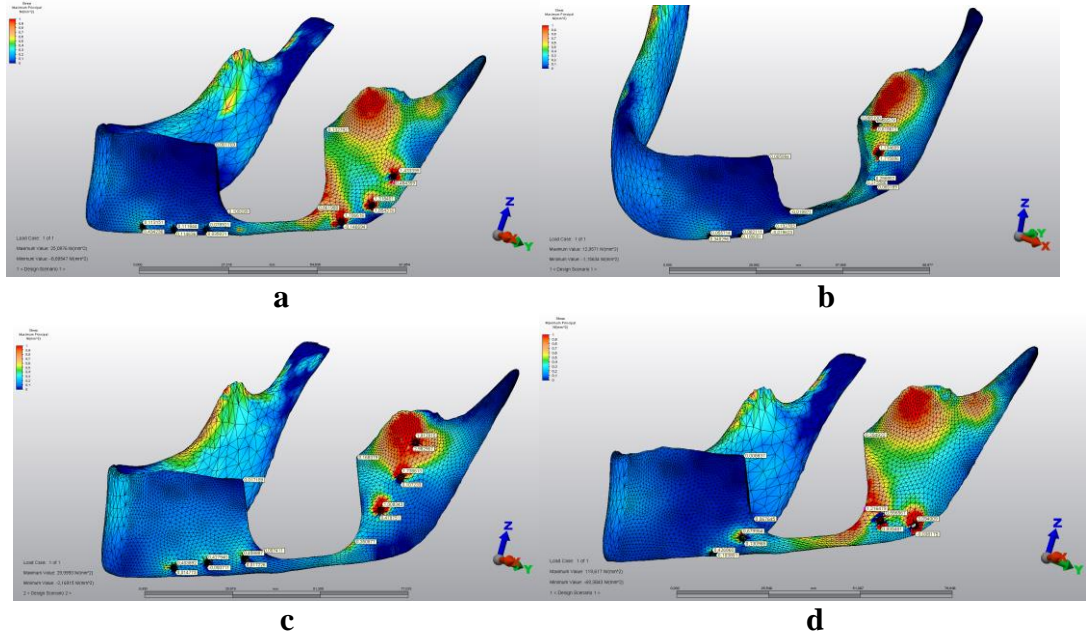


Şekil 3.33. d) Model 4'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte maksimum principal stres dağılımları

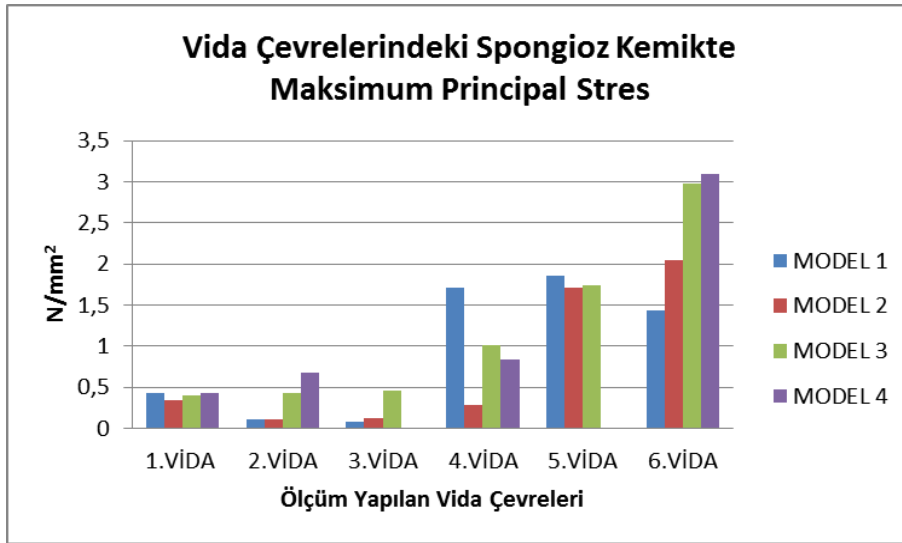


Şekil 3.34. Vida çevrelerindeki kortikal kemikte maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırması

Modellerde, vida çevrelerindeki spongioz kemikte meydana gelen maksimum principal stres dağılımları şekil 3.35' te gösterilmiştir. En yüksek değerler; model 1' de sırasıyla 5, 4 ve 6. vida çevrelerinden, model 2 ve model 3' te sırasıyla 6 ve 5. vida çevrelerinden, model 4' te 6. vida çevresinden alınmıştır. Burada yine dikkat edilmesi gereken, model 3' te 6 ve 5. vidaların tamamen, model 2' de ise 6. vidanın kısmen temporal kasın çekmesine bağlı stresin etki alanı içerisinde bulunmasıdır. Model 4'ün 3 ve 5. vidaları ise spongioz kemik içerisinde hiç seyretmediği için bu vidaların çevresinden ölçüm yapılamamıştır. Modellerde ölçülen en yüksek değerler arasında bir karşılaştırma yapılacak olursa, en yüksekten başlayarak sırasıyla model 4' ün 6. vidası, model 3' ün 6. vidası, model 2' nin 6. vidası, model 1' in 5. vidası çevresinden alınmıştır.



**Şekil 3.35.** a) Model 1' de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte maksimum principal stres dağılımları  
 b) Model 2' de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte maksimum principal stres dağılımları  
 c) Model 3' te vida çevrelerindeki spongiöz kemikte maksimum principal stres dağılımları  
 d) Model 4' te vida çevrelerindeki spongiöz kemikte maksimum principal stres dağılımları



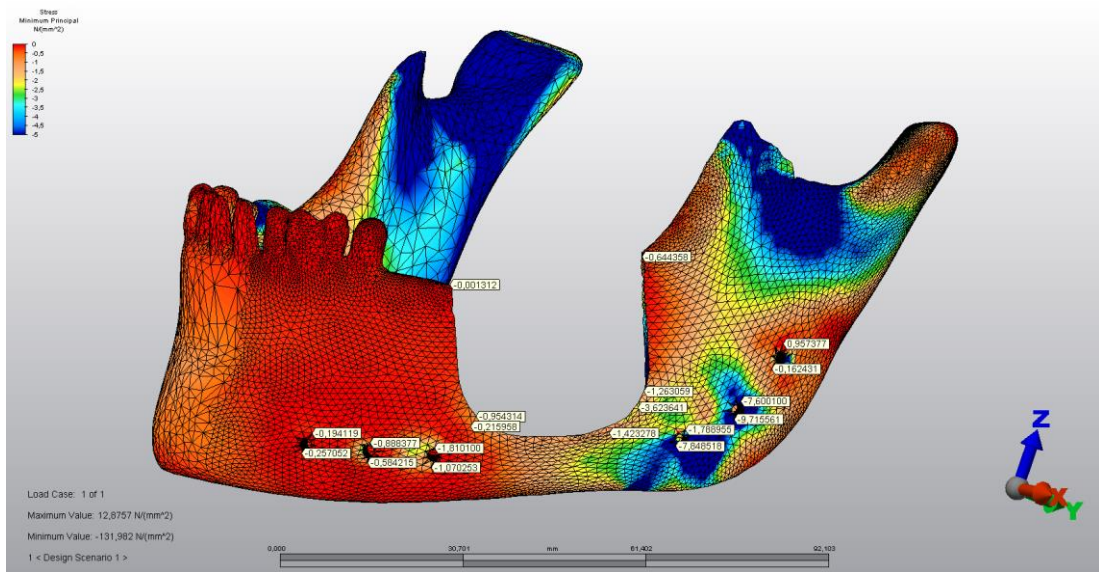
**Şekil 3.36.** Vida çevrelerindeki spongiöz kemikte maksimum principal stres değerlerinin karşılaştırması

Vida çevrelerindeki kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değerlerinin aynı bölgelerden ölçülen diğer parametrelere göre daha fazla önem arzettiği düşünülmektedir. Çünkü minimum principal stres, sıkışma gerilimini gösteren parametredir ve kemik dokusunun sıkışma gerilimi altında rezorbe olma eğilimi

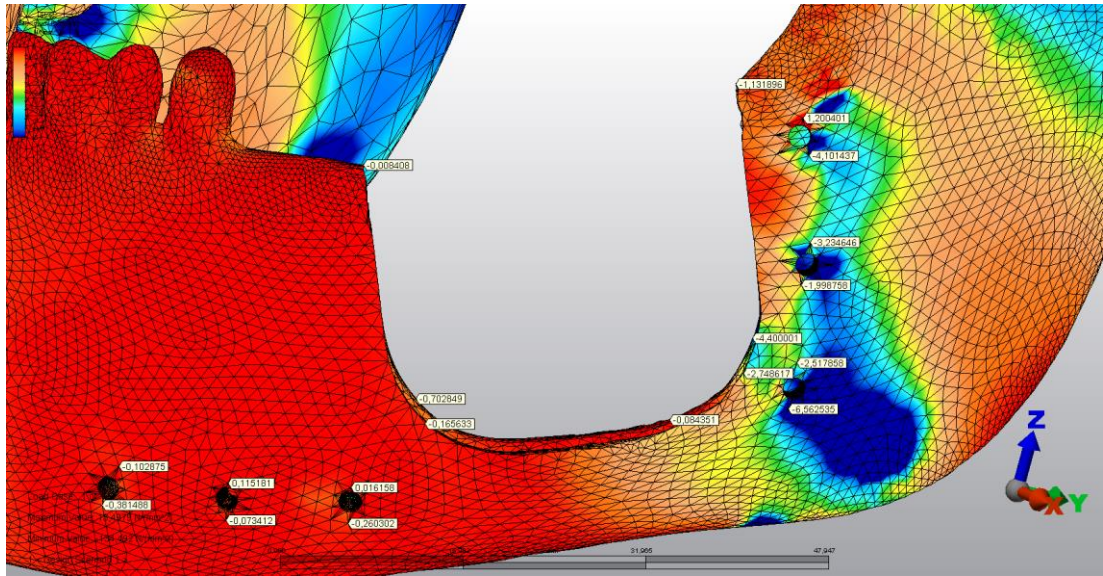
gösterdiği bilinmektedir. Buna göre, çevresindeki kemikte mutlak değerce daha yüksek minimum principal stresler ölçülen vidaların daha önce gevşeme göstereceği çıkarımı yapılabilir.

Modeller tek tek kendi içinde değerlendirilecek olursa; Model 1' de en yüksek değerler sırasıyla 5 ve 4. vida çevrelerinden elde edilmekle birlikte bu iki vida çevresindeki değerlerin birbirine yakın olduğu ve diğer bütün vidalardan belirgin şekilde yüksek olduğu görülmüştür. Model 2'de en yüksek değerler sırasıyla 4,6 ve 5. vida çevrelerinden alınmış, özellikle 4. vida çevresindeki yüksek değer dikkat çekmiştir. Model 3' te en yüksek değerler sırasıyla 4 ve 5. vida çevrelerinde bulunmakla birlikte 4. vida çevresinde diğer bütün vidalardan belirgin şekilde yüksek stresler oluşmuştur. Model 4' te ise stresler sırasıyla 6 ve 5. vidalar çevresinde yoğunlaşmış ancak 6. vida çevresindeki değerlerin diğer bütün vidalardan belirgin şekilde yüksek olması dikkat çekmiştir (şekil 3.37).

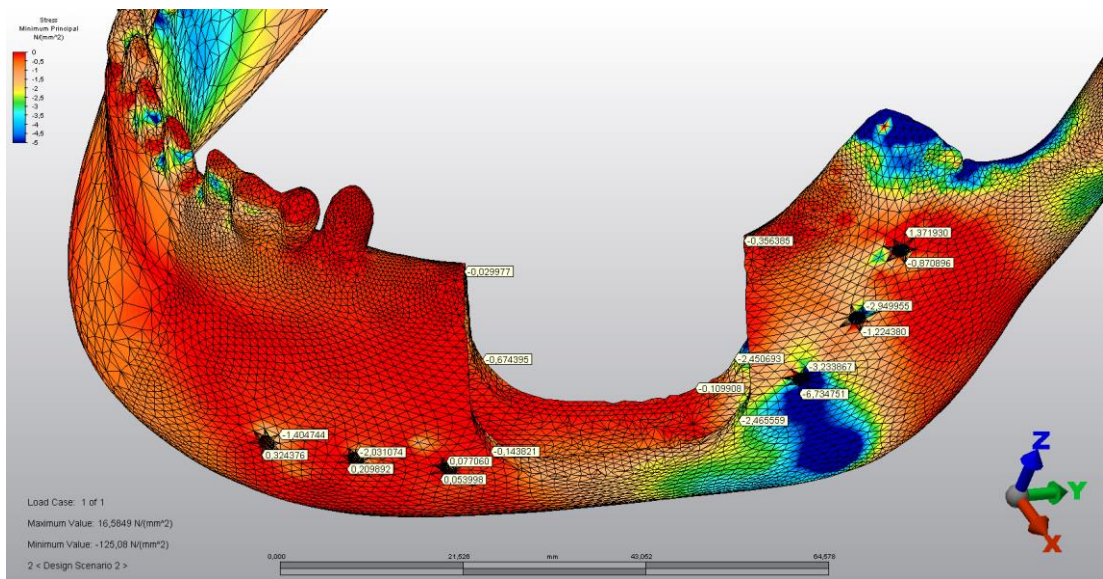
Modeller arasında bir kıyaslama yapılacak olursa en yüksek değerlerin elde edildiği vida çevreleri büyükten küçüğe; model 1' in 5. vidası > model 1' in 4. vidası > model 4' ün 6. vidası > model 3' ün 4. vidası > model 2' nin 4. vidası şeklinde sıralanmaktadır (Şekil 3.38).



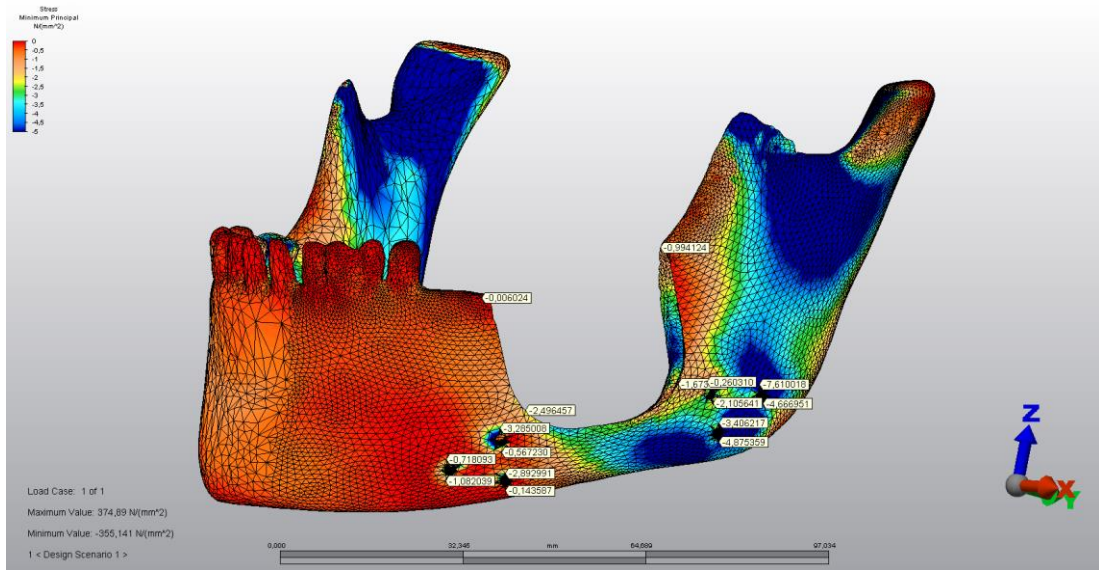
Şekil 3.37. a) Model 1'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte minimum principal stres dağılımları.



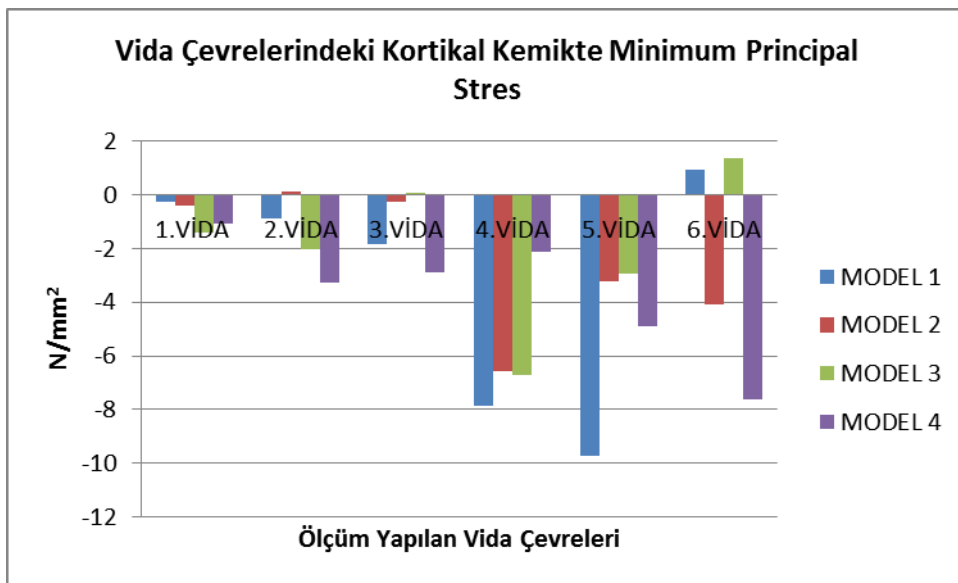
Şekil 3.37. b) Model 2'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte minimum principal stres dağılımları.



Şekil 3.37. c) Model 3'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte minimum principal stres dağılımları.



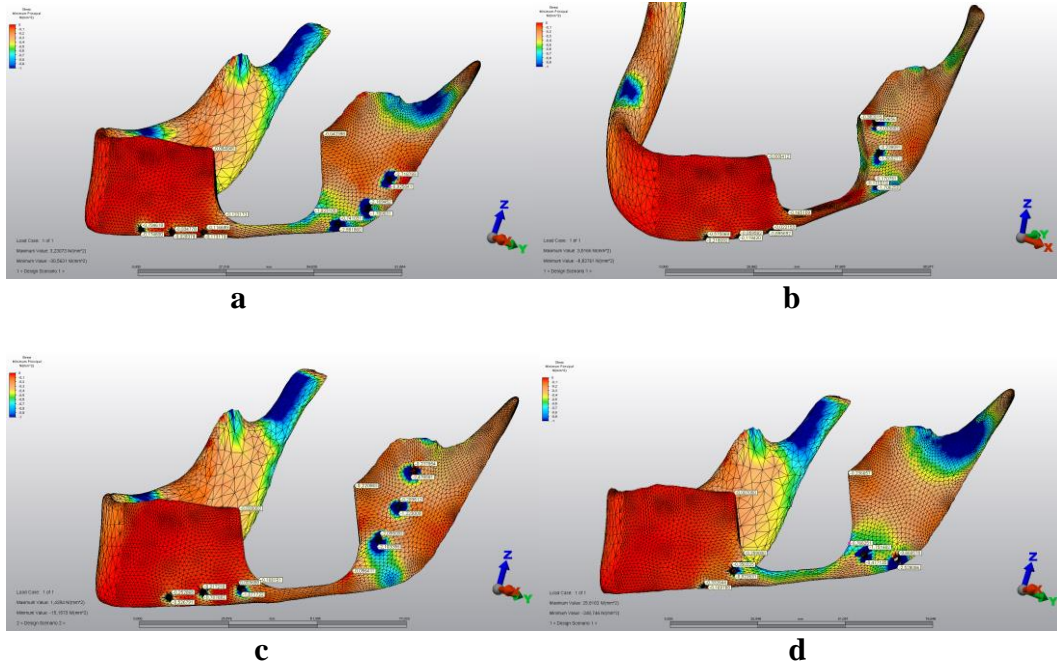
Şekil 3.37. d) Model 4'de vida çevrelerindeki kortikal kemikte minimum principal stres dağılımları.



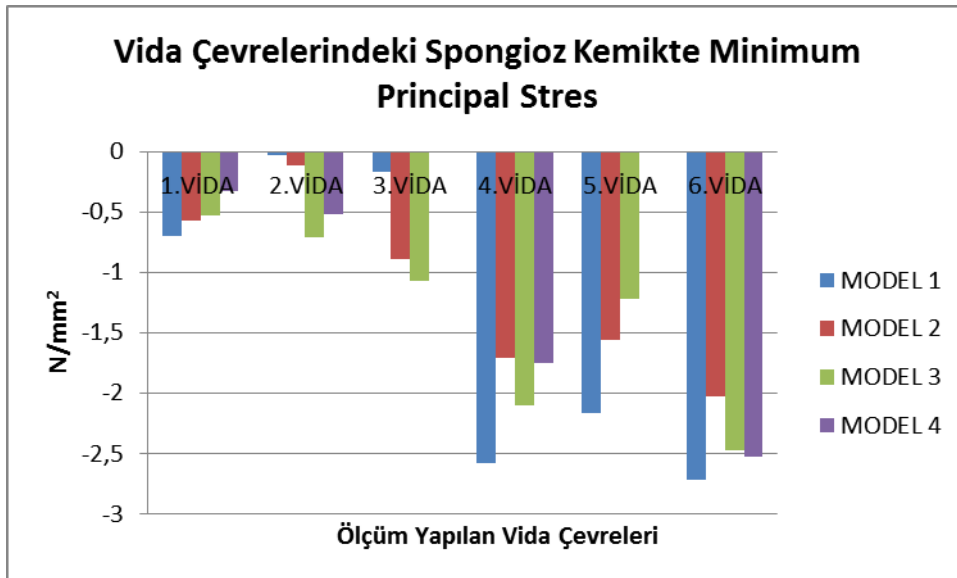
Şekil 3.38. Vida çevrelerindeki kortikal kemikte minimum principal stres değerlerinin karşılaştırması.

Vida çevrelerindeki spongiöz kemikte oluşan minimum principal stres dağılımları şekil 3.39' da gösterilmiştir. Burada bütün modellerde defektin arka tarafında kalan vida çevrelerinde ön kısımdaykilerle kıyasla belirgin şekilde daha yüksek değerler alınmış, ayrıca her bir model kendi içinde değerlendirildiğinde ve modeller arası kıyaslama yapıldığında defektin arka kısmındaki bu vidaların çevresinde birbirlerine

yakın değerler alındığı görülmüştür (şekil 3.40). Bütün modeller birlikte değerlendirildiğinde ise en yüksek değerler yine model 1' de bulunmuştur.



Şekil 3.39. a) Model 1' de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte minimum principal stres dağılımları. b) Model 2' de vida çevrelerindeki spongiöz kemikte minimum principal stres dağılımları. c) Model 3' te vida çevrelerindeki spongiöz kemikte minimum principal stres dağılımları. d) Model 4' te vida çevrelerindeki spongiöz kemikte minimum principal stres dağılımları.



Şekil 3.40. Vida çevrelerindeki spongiöz kemikte minimum principal stres değerlerinin karşılaştırması

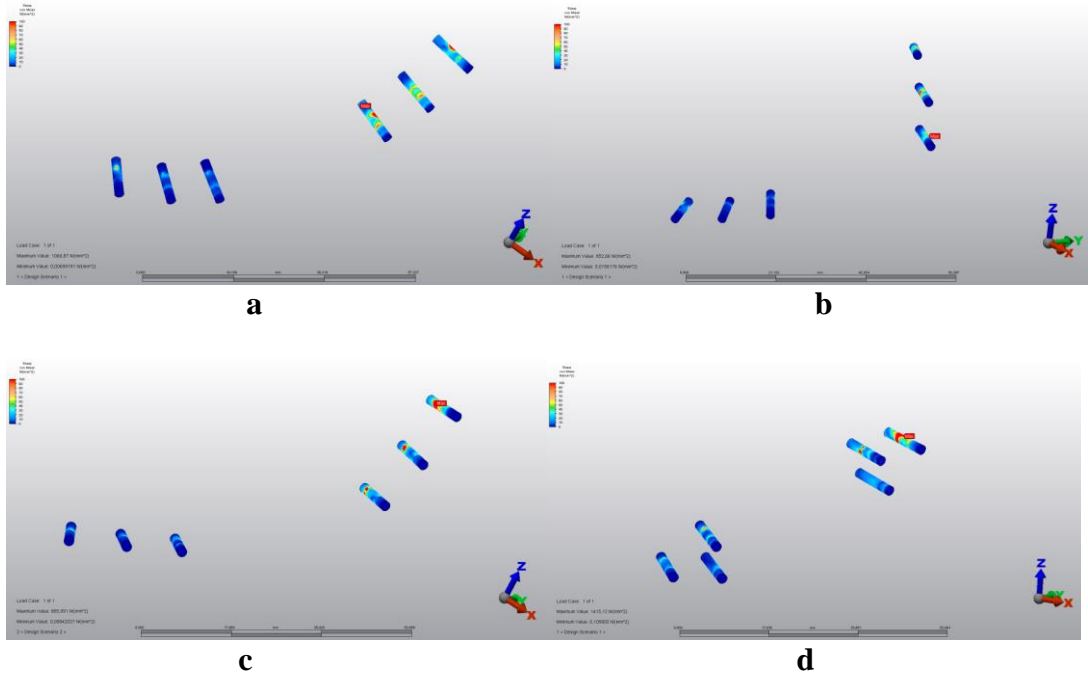
### 3.2.4. Vidaların Kendi Üzerinde Oluşan Stresler

Vidaların kendi üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları değerlendirildiğinde genel olarak defektin arka kısmındaki vidalar üzerinde ön taraftakilere kıyasla daha fazla stres biriktiği gözlenmiştir (şekil 3.41). Bütün modeller kendi içinde değerlendirilip en fazla stres oluşan vidadan en düşüğe doğru sıralandığında oluşan sıralamalar şu şekildedir:

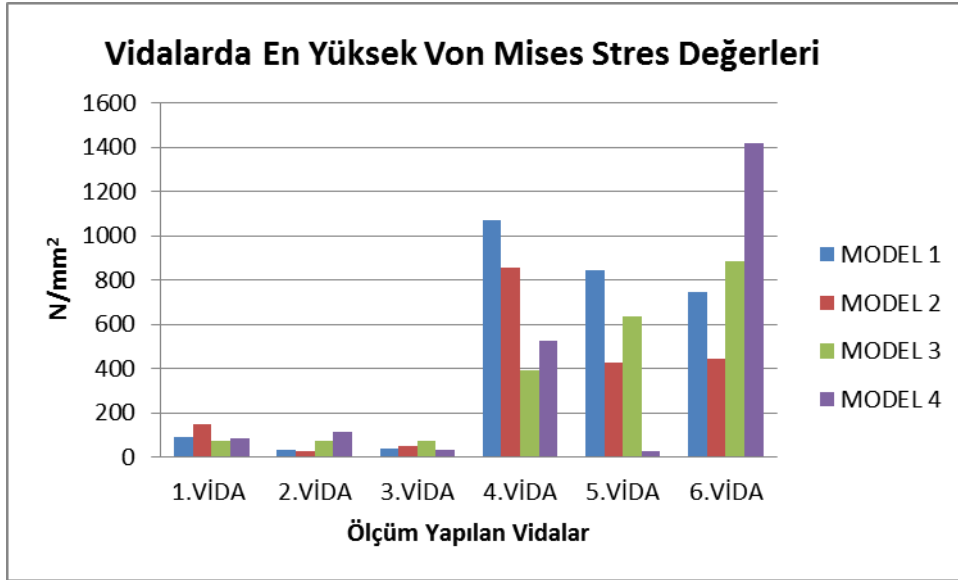
- Model 1: 4.vida > 5. vida > 6. vida > 1. vida > 3. vida > 2. vida  
 Model 2: 4.vida > 6. vida > 5. vida > 1. vida > 3. vida > 2. vida  
 Model 3: 6.vida > 5. vida > 4. vida > 2. vida > 1. vida > 3. vida  
 Model 4: 6.vida > 4. vida > 2. vida > 1. vida > 3. vida > 5. vida

Modeller arasında bir kıyaslama yapılacak olursa en fazla stres oluşan vidalar yüksekten düşüğe doğru şöyle sıralanabilir (şekil 3.42):

Model 4' ün 6. vidası > Model 1' in 4. vidası > Model 3' ün 6. vidası > Model 2' nin 4. vidası > Model 1' in 5. vidası > Model 1' in 6. vidası.



**Şekil 3.41.** a) Model 1' de vidalarda oluşan Von Mises stres dağılımları b) Model 2' de vidalarda oluşan Von Mises stres dağılımları c) Model 3' te vidalarda oluşan Von Mises stres dağılımları d) Model 4' te vidalarda oluşan Von Mises stres dağılımları



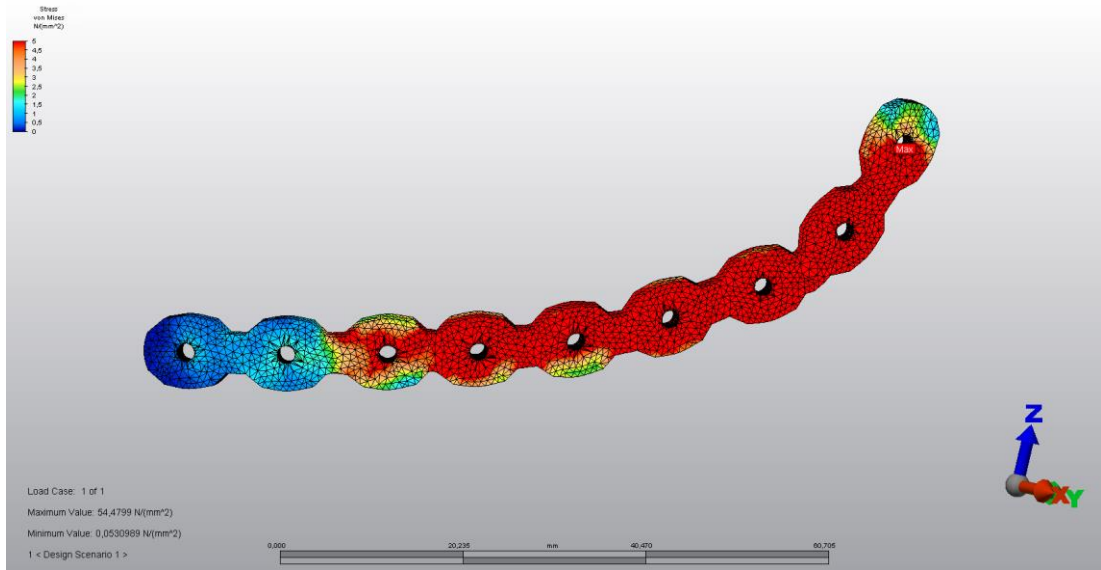
Şekil 3.42. Vidalarda oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırması.

### 3.2.5. Plaklar Üzerinde Oluşan Stresler

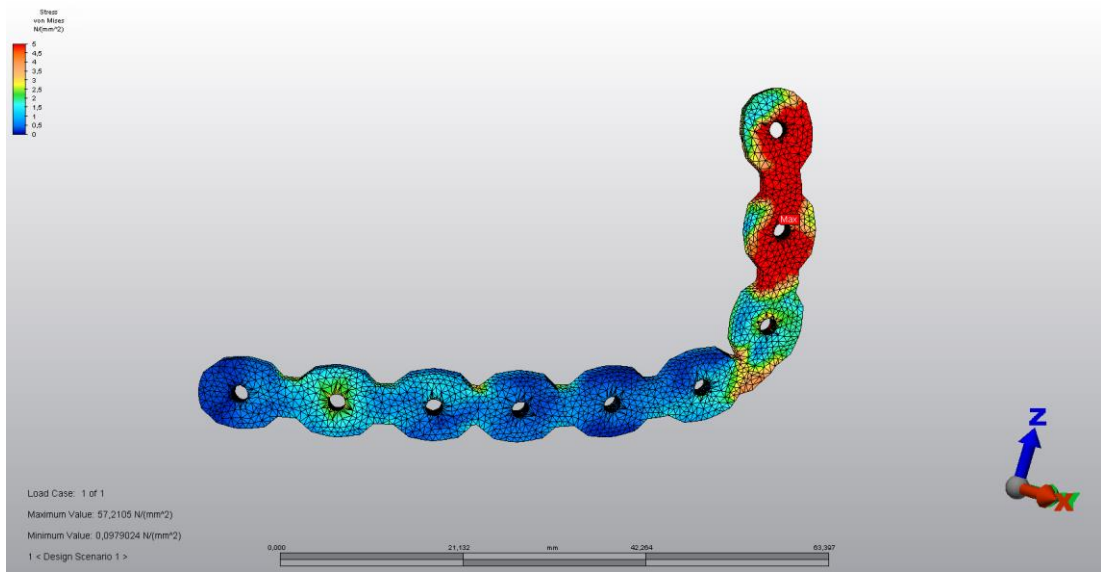
Plaklar üzerinde oluşan Von Mises Stres dağılımları her bir plak üzerinde stresin en fazla yoğunlaştığı bölgeler ("max" yazılı bölgeler) şekil 3.43' te gösterilmiştir. Modeller arasında bir kıyaslama yapıldığında ise sıralama, fazla stres oluşan plaktan düşüğe doğru şu şekildedir (şekil 3.44):

Model 4 > Model 2 > Model 1 > Model 3

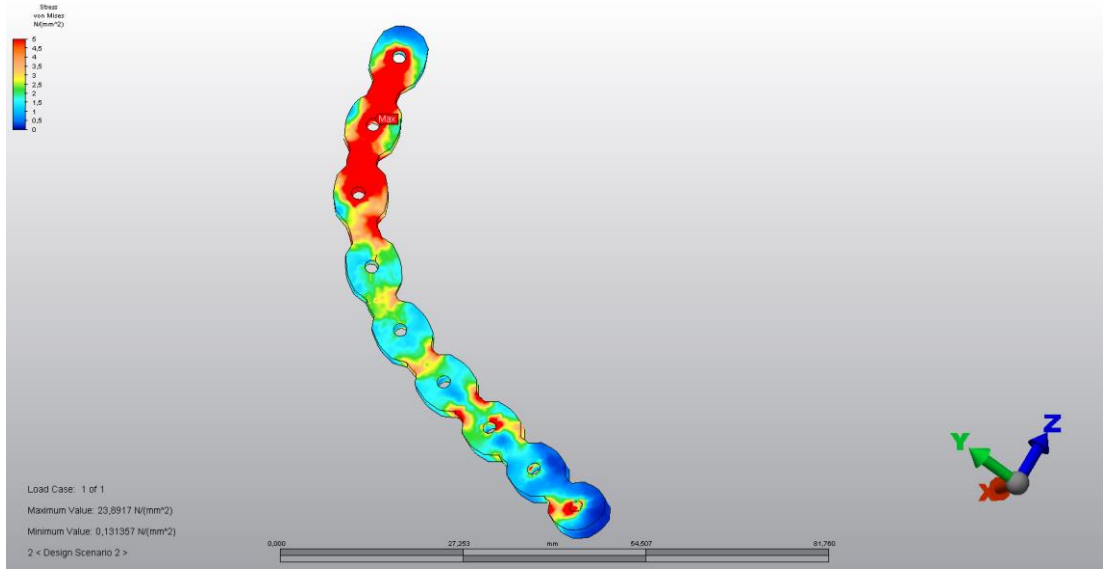
Burada dikkat çeken noktalar; model 4' teki plakta diğer modellere göre belirgin şekilde daha fazla stres oluşması, model 2 ve model 1' deki plaklarda oluşan streslerin birbirine yakın seyretmesi, model 3'teki plakta ise diğer modellere göre belirgin şekilde daha az stres oluşmasıdır.



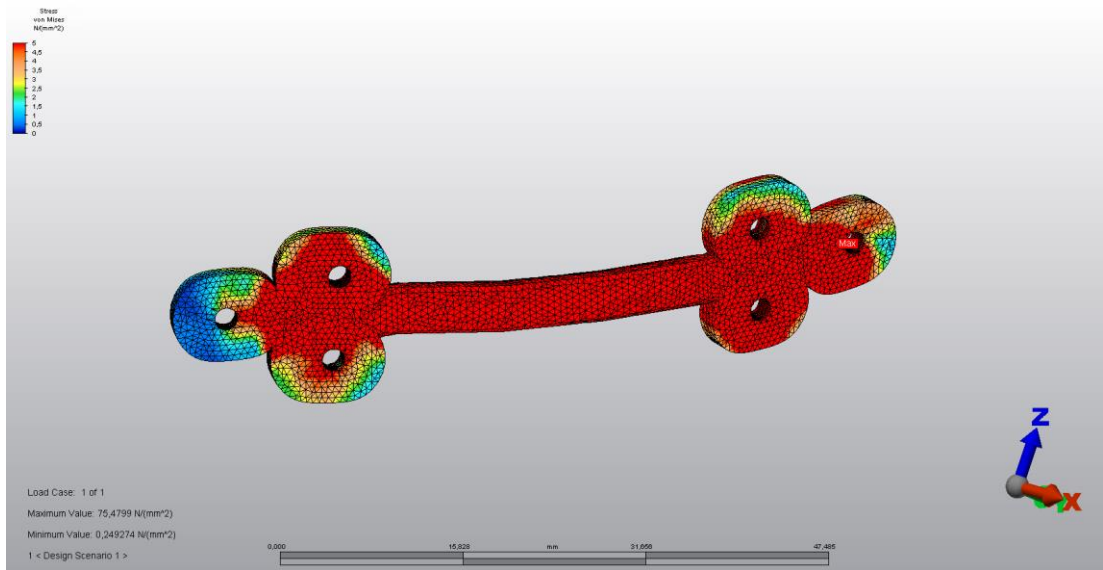
Şekil 3.43. a) Model 1' in plağında oluşan Von Mises stres dağılımları



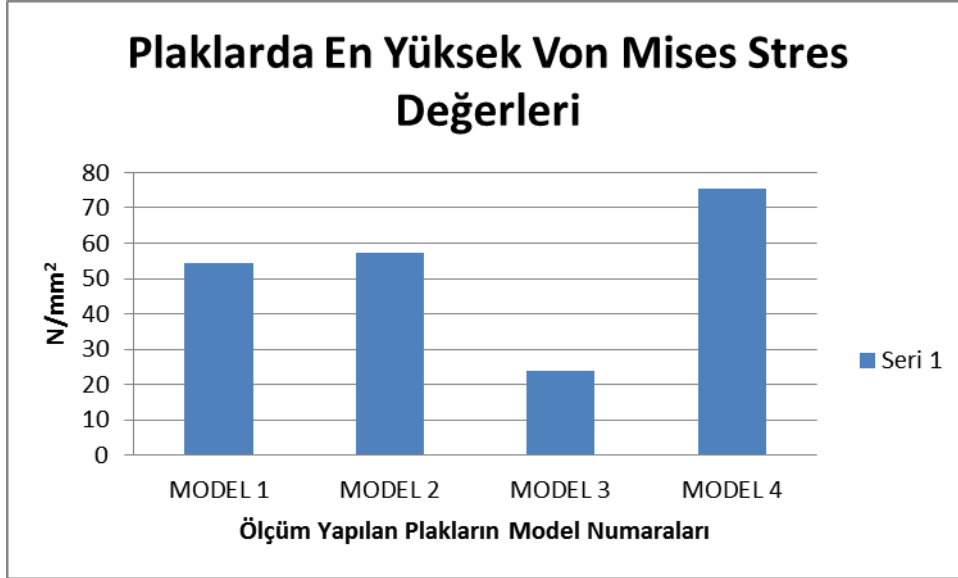
Şekil 3.43. b) Model 2' nin plağında oluşan Von Mises stres dağılımları



**Şekil 3.43. c)** Model 3' ün plağında oluşan Von Mises stres dağılımları (Plağın medial yüzünün görünümü)



**Şekil 3.43. d)** Model 4' ün plağında oluşan Von Mises stres dağılımları



Şekil 3.44. Plaklardan ölçülen en yüksek Von Mises stres değerlerinin karşılaştırması

#### 4. TARTIŞMA

Ağız tabanındaki veya mandibulayla ilişkili malign lezyonların eksizyonunda önceleri marjinal mandibulektomiye şüpheyle bakılmış ve segmental rezeksiyon tercih edilegelmiştir. Ancak son yıllarda yapılan birçok çalışmada seçilmiş vakalarda marjinal mandibulektominin de güvenle uygulanabileceği ve postoperatif nüks oluşma yönüyle segmental mandibulektomi ile aralarında anlamlı bir fark bulunmadığı belirtilmiştir (Rao ve ark., 2012; Ayad ve ark., 2009). Bu durum marjinal mandibulektominin tercih edilmesinde artışa neden olmuştur. Çünkü marjinal mandibulektomi, postoperatif süreçte önemli avantajlar sağlamaktadır. Daha önce bahsettiğimiz bu avantajların yanında yöntem, postoperatif dönemde mandibulada kırık oluşma riskini de beraberinde getirmektedir. Çalışmamız, farklı rezeksiyon tasarımlarını ve rekonstrüksiyon plağı uygulamalarını SEA yöntemiyle karşılaştırarak bu önemli riski ortadan kaldırma veya azaltma amacını taşımıştır.

"SEA, karmaşık geometriye sahip yapılarda meydana gelen gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmelerin hassas bir şekilde incelenmesine olanak sağlayan matematiksel bir yöntemdir. Yöntem, analizi yapılacak yapıların, asıllarına en yakın şekilde modellenmesi ve yapıların fiziksel özelliklerinin oluşturulan modellere yansıtılması ile oluşan stres değerlerinin gerçeğe en yakın şekilde hesaplanmasına olanak sağlamaktadır" (Ertem, 2010). Modellemenin gerçeğe en yakın şekilde yapılmasının yanında sınır koşullarının doğru şekilde ve amaca hizmet edecek şekilde belirlenmesi çok önemlidir. Çalışmamızda da üç boyutlu modelleme ve materyal özelliklerinin doğru yansıtılmasında gereken hassasiyet gösterilmiş, çeneye uygulanan kas kuvvetlerinin büyüklükleri ve doğrultuları literatür ışığında belirlenmiştir (Korioth ve Hannam, 1994; Tanaka ve ark., 1994; Van Eijden ve ark., 1990; Van Eijden, 1990; Van Eijden, 1991). Sınır koşulları belirlenirken ise çeneyi kapatan kasların aktif olduğu ısırma anı simüle edilmeye çalışılmış, bunun için kondil sadece X ekseni çevresinde rotasyona izin verecek şekilde diğer yönlerde sabitlenmiş ve yine dişler kronlarının üzerinden tam ısırma anını yansıtmak için sabitlenmiştir.

SEA' da analizlerin hassas bir şekilde yapılmasında eleman ve düğüm sayıları da önem arz etmektedir. Çalışmamızda kullanılan eleman ve düğüm sayıları literatürdeki yayınlardan oldukça fazla tutulmuş ve mandibulanın çalışmamızı ilgilendiren tarafında diğer kısımlara göre daha fazla eleman kullanılarak analizlerin daha hassas yapılması sağlanmıştır.

Analizler yorumlanırken hangi bölgelerden ölçüm alınacağı ve nerelerde hangi stres tipinin önem arz ettiği iyi bilinmelidir. Bu hem gereksiz veri kalabalığı oluşmasının önüne geçmek hem de verileri doğru yorumlamak için çok önemlidir. Çalışmamızda, defektin postero-inferior ve antero-inferior bölgelerinin dış kortikal, spongiöz ve iç kortikal kemikler üzerindeki köşelerinden örnek ölçümler yapılmış ve defekt tabanında oluşan en yüksek stresler de kaydedilmiştir. Ayrıca vidaların çevresindeki kemiğin altından ve üstünden iki ayrı ölçüm yapılarak mutlak değerce yüksek olanı değerlendirmeye alınmıştır. Bahsi geçen bölgelerden yapılan ölçümlerde kemik gibi kırılabilir yapılarda önem arz eden principal stresler dikkatle ele alınmış ve genel bir fikir vermesi açısından Von Mises stresler de değerlendirilmiştir. Mandibulanın kuvvetler karşısında zayıf bölgelerden ne kadar esnediği konusunda fikir veren yer değiştirme büyüklükleri ise defekt çevresindeki dört ayrı köşeden farklı eksenlerde ayrı ayrı ölçülmüştür. Plak ve vidalarda ise titanyum gibi bükülebilir materyallerde önem arz eden Von Mises stresler değerlendirmeye alınmış, plaklar üzerinde en fazla stres biriken bölgeler ile en fazla stres biriken vidalar işaretlenmiştir.

Marjinal mandibulektomi, önceleri bir yatay ve iki dikey kesiden oluşan köşeli bir tasarımla uygulanmış, ancak sonraları bu tasarımda köşelerde fazla stres birikimi olduğu ve postoperatif dönemde kırık riskini arttırdığına dair çalışmalar yayımlanmıştır. Bu çalışmalarda osteotomilerin keskin köşe oluşturmadan eğimli bir şekilde yapılması önerilmiştir (Barttelbort ve ark., 1987; Ertem, 2010). Çalışmamızın ilk aşamasında köşeli ve eğimli tasarıma sahip marjinal mandibulektomi modelleri ısıрма kuvvetleri altında değerlendirilmiş köşeli tasarıma sahip modelde, oluşturulan defekt çevresinde daha fazla stres biriktiği görülmüştür. Her iki modelde de stresler en fazla defekt tabanının arka kısımlarında toplanmıştır. Ayrıca kuvvetlerin etkisiyle köşeli modelde eğimli modele göre daha fazla yer değiştirme izlenmiş, buradan da

köşeli modelin zayıf kısımlarından eğimli modele göre daha fazla esnediği çıkarımı yapılmıştır. Bu veriler ışığında köşeli modelin ısırma kuvvetleri karşısında kırılmaya daha yatkın olduğu sonucuna varılmıştır. Bu açıdan elde ettiğimiz sonuçlar yukarıda bahsedilen çalışmalarla uyumluluk arz etmektedir.

Postoperatif kırık riskini belirleyen bir diğer önemli faktör oluşan defekt tabanındaki rezidüel kemik kalınlığıdır. Melugin ve ark.(2001) yaptıkları çalışmada rezeksiyon tabanı ve mandibula alt kenarı arası kalınlığın 9 mm'nin altında olduğu durumlarda mandibulanın okluzal kuvvetlere dayanamayacağını belirtmişlerdir. Ertem (2010) ise 10 mm'nin altındaki rezidüel kalınlığın kırık riski taşıdığını bildirmiştir. Sınır vakalar, mandibulayı güçlendirecek bir rekonstrüksiyon uygulayıp uygulamama veya rekonstrüksiyon tipini belirleme konusunda cerrahların sıklıkla ikileme düştüğü durumlardır. Çalışmamızın ikinci aşamasında da oluşturulan defekt tabanında 8 mm kalınlıkta rezidüel kemik bırakılarak sınır bir vaka oluşturulmuş ve farklı rekonstrüksiyon seçenekleri karşılaştırılmıştır.

Günümüzde mikrovasküler serbest flepler, mandibuler defekt restorasyonunda düşük komplikasyon oranı ile altın standart olarak kabul edilseler de bu flep cerrahilerinin artmış maliyeti, uygulama tekniğinin özel kabiliyet gerektirmesi, morbidite oranları ve potansiyel mortalite riski kullanımlarını sınırlar. Mandibula defektlerinde diğer bir seçenek olarak yalnız rekonstrüksiyon plaklarıyla onarım akla gelmektedir.

Yapılan literatür taramasında, segmental mandibulektomilerde ideal rekonstrüksiyon plağı uygulamasını bulmayı amaçlayan birçok çalışma bulunmasına rağmen marjinal mandibulektomi sonrası rezidüel kemikte postoperatif fraktürleri önlemek amacıyla biyomekanik açıdan en ideal plak tasarımını veya uygulama şeklini bulmayı amaçlayan herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır ( Knoll ve ark., 2006; Kimura ve ark., 2006; Schupp ve ark., 2007). Mandibulanın lateral yüzünde ve alt kenarını takip eden klasik uygulamanın rutin olarak kullanıldığı görülmüş ve bu uygulamanın sorgulanmaya muhtaç olduğu düşünülmüştür.

Markwardt ve ark.(2007) yaptıkları çalışmada, segmental rezeksiyon sonrası uygulanan plakların genellikle defekte komşu olan vidalarında daha çok stres biriktiğini ve bu vidaların gevşemesine bağlı komplikasyonların sıklıkla yaşandığını belirtmişler ve plağın defekte komşu olan bölgelerinde aynı hizaya altlı üstlü iki vida deliği yerleştirip bu bölgeyi güçlendirerek problemin üstesinden gelmeyi amaçlamışlardır. Marjinal mandibulektomide de aynı problemin yaşanabileceği düşünülerek çalışmamızdaki model 4'te benzer bir plak tasarımı kullanılmıştır.

Mandibuler angulus fraktürlerinin internal fiksasyonunda sıklıkla kullanılan ve literatürde "Champy tekniği" olarak geçen yöntemde mandibulanın üst sınırının gerilme, alt sınırının ise sıkıştırma alanları olduğu söylenmekte ve eksternal oblik sırta tek bir non-kompresyon plağı uygulamasının yeterli fiksasyon sağlayacağı iddia edilmektedir (Bell ve Wilson, 2008). Çalışmamızda bu teknik modifiye edilerek marjinal mandibulektomiye uyumlanmaya çalışılmış ve model 3 ortaya çıkmıştır. Burada plak eksternal oblik sırta yerleştirildiği takdirde defekt bölgesinde yumuşak doku kapamasının zorlaşacağı ve plak ekspozisyonu riskinin artacağı düşünülerek plak bir miktar aşağıya yerleştirilmiştir.

Melugin ve ark.(2001) yaptıkları bir invitro çalışmada köşeli ve eğimli marjinal rezeksiyon uyguladıkları mandibulaların okluzal kuvvetler altında defektin postero-inferior köşesinden kırıldıklarını gözlemlemişlerdir. Çalışmamızın ilk aşaması ve Ertem'in (2010) yaptığı SEA çalışmasında en fazla stresin defektin postero-inferior köşelerinde toplandığı görülmüştür. Postero-inferior köşedeki bu stresleri dengeleyebileceği hipoteziyle yola çıkılarak model 2' de görülen dik açılı bükümlü plak tasarlanmıştır.

Marjinal mandibulektomi sonrası rekonstrüksiyon plaklarıyla yapılan güçlendirme sonrası başarısızlığa sebep olan en önemli olaylar arasında rezidüel kemikte ve plakta fraktür ile vidalarda gevşeme sayılabilir. Klasik olarak uygulanagelen plaklama tarzına ek olarak tarafımızdan oluşturulan diğer üç tasarım karşılaştırılırken bu başarısızlıklara yol açabilecek parametrelerin daha dikkatle irdelenmesi elle tutulur çıkarımlar yapılmasını sağlayacaktır.

Vida-plak sistemlerinde vida gevşemesi sık rastlanan bir problemdir. Bu probleme yol açabilecek etkenler arasında uygulama sırasındaki hataların yanı sıra kemiğin kalitesi ve uygulama sonrası vida çevresindeki kemiğe gelen aşırı stresler sayılabilir. Bu etkenlerden konumuzla alakalı olan vida çevresindeki kemikte oluşan streslerden SEA ile değerlendirdiklerimiz arasında en önemlisi minimum principal streştir. Çünkü minimum principal stres, sıkışma gerilimlerini ifade eden parametredir ve kemik dokusunun sıkışma stresleri altında rezorbe olma eğilimi gösterdiği bilinmektedir. Bu bilgiler ışığında modellerdeki vidaların çevresindeki kemikte oluşan minimum principal stres değerleri kıyaslandığında, klasik yöntem olan model 1' in 5. ve 4. vidaları çevresinde en fazla stres biriktiği görülmüş, bunu model 4' ün 6. vidası izlemiştir. Dolayısıyla tüm modeller arasında öncelikli olarak gevşemesi beklenen vidalar bunlardır. Burada klasik yöntemin dezavantajı göze çarpmakta ve model 4' te klasik yöntemde defekte komşu vidalarda meydana gelen gevşemeleri önlemek için yapılan tasarımın stresi bu kez 6. vida çevresine toplaması dikkat çekmektedir. Model 2 ve model 3' te ise kendi içlerinde en yüksek stresleri 4. vidaların topladığı görülmektedir. Burada, hangi tasarım tercih edilirse edilsin erken gevşeme potansiyeli bulunan bu vidaların bilinmesi ve uygulama sırasında ekstra özen gösterilerek yerleştirilmelerinin önem arz ettiği düşünülmektedir.

Defekt çevresinde oluşan stresler sonucu kemikteki kırılma riski değerlendirilirken dikkate alınacak parametreler, kemik gibi kırılabilir materyallerde önem arz eden principal streslerden gerilme streslerini ifade eden maksimum principal stres ve kemiğin esneme miktarı hakkında fikir veren yer değiştirme parametreleridir. Maksimum principal stres bakımından modeller arasında yapılan karşılaştırmada en fazla stresin model 1' de, en az stresin model 2' de olduğu, diğer iki modelde ise birbirine yakın stresler olduğu görülmüştür. Yer değiştirmeler açısından yapılan kıyaslamada ise model 4 ve model 1' de diğer modellere göre belirgin şekilde daha fazla yer değiştirme olduğu, model 2' nin ise en az yer değiştiren model olduğu görülmüştür. Bu iki parametre ışığında rezidüel kemikte en az kırılma riski taşıyan modelin model 2 olduğu, model 1 ve model 4' ün ise diğer iki modele göre belirgin dezavantaj taşıdığı söylenebilir.

Çene rezeksiyonlarının plaklarla rekonstrüksiyonu sonrası zaman içerisinde plaklarda da kırılmalar görülebilmektedir. SEA yönteminde titanyum gibi bükülebilir materyallerde anlamlı veriler sunan en önemli parametre Von Mises stres değerleridir. Bu açıdan bakıldığında diğer modellere göre en yüksek Von Mises stres değerinin model 4' te, en düşüğün ise model 3' te ölçüldüğü görülmektedir. Diğer iki modelde ölçülen en yüksek değerler ise birbirine yakın bulunmuştur. Burada, yüksek stresler ölçülen plakların kırılma riskinin diğerlerine göre daha fazla olduğu gibi bir dezavantajdan söz edilebilirse de, bazı modellerde plakların kemiğe gelen stresi kendi üzerine daha iyi alarak kemiğe gelen stresi azalttığı çıkarımı da yapılabilir. Model 2, buna örnek olarak gösterilebilecek veriler ortaya koymuştur.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

İki aşamada gerçekleştirilen çalışmamızın ilk aşamasında karşılaştırılan köşeli ve eğimli tasarımla yapılan marjinal mandibulektomilerden köşeli olanın belirgin dezavantajlar taşıdığı ve diğer modele göre daha fazla kırılma riski taşıdığı görülmüştür. Bu yüzden rutin pratikte eğimli rezeksiyon tasarımının kullanılmasının daha uygun olacağı düşünülmektedir.

İkinci aşamada karşılaştırdığımız vida-plak sistemleri değerlendirildiğinde ise rutin kullanımda olan model 1' in biyomekanik açıdan belirgin dezavantajı göze çarpmaktadır. Model 4' teki tasarımın da belli bölgelerde çok fazla stres topladığı görülmüştür. 6. vida ile çevresindeki plakta çok fazla stres biriktiren bu model bildiğimiz kadarıyla ticari olarak üretilen bir tasarım değildir. Burada karşılaştırılan plakların her iki yanında üçer vida kullanılarak çalışma standardize edilmeye çalışılmıştır, ancak yapılacak yeni çalışmalarda model 4' teki plağın her iki uç noktasına birer adet daha vida deliği ilave edilmesi halinde 6. vida çevresindeki streslerin azalacağı düşünülmektedir. Yapılacak çalışma sonrası bu plağın idealize edilmesi mümkün olursa ticari olarak üretiminde karşılaşılabilecek dezavantaj ise plağın çok çeşitli ebatlarda üretilmesi gerekliliği olacaktır. Model 2' deki sistemin kemik üzerine gelen stresleri azaltma konusunda oldukça başarılı olduğu görülmüştür. Ancak bu modelde de eğer plak elle bükülerek dik açı verilirse zaten stres biriktiren köşe noktanın deforme olarak zayıflaması ve kuvvetler karşısında kırılma riski oluşabilir. Bu nedenle eğer bu tasarım tercih edilecekse hazır şekilde dik açılı olarak üretilen plakların tercih edilmesi tavsiye edilebilir. Model 3 ise birçok açıdan model 1 ve model 4' e göre başarılı bulunmasına rağmen kemiğe gelen stresleri engelleme konusunda model 2 kadar başarılı olamamıştır.

Çalışmamızın ikinci aşamasındaki verilerin sadece marjinal mandibulektomilerde değil, herhangi bir sebeple (kist enükleasyonu, gömülü diş çekimi vs.) posterior korpusta oluşabilecek farklı şekillerdeki defektler sonrası mandibulanın

güçlendirilmesi gündeme geldiğinde de kullanılabilir değerli veriler sunduğu düşünülmektedir.

SEA yöntemi avantajlarının yanında bazı limitasyonlar da barındırmaktadır. Bu yüzden elde edilen sonuçlar klinik çalışmalarla desteklenmeye muhtaçtır.

Çok fazla model ve parametre değerlendirildiği için çalışmamızdaki modeller sadece ısırma sırasındaki kuvvetler altında değerlendirilmiştir, ancak insan mandibulası çok kompleks hareketler yapabilen ve çok farklı yönlerden kuvvetlere maruz kalabilen bir yapıdır. Bu yüzden bizim çalıştığımız bu modellerin farklı kuvvetler altında karşılaştırıldığı yeni çalışmalar planlanabilir.

Sonuç olarak, çalışmamız göstermiştir ki klasik olarak uygulanagelen rekonstrüksiyon plağı uygulamasından biyomekanik açıdan daha başarılı tasarımlar oluşturulabilir ve yapılacak yeni çalışmalarda daha farklı plak-vida sistemleri ve tasarımları karşılaştırılarak daha ideal yöntemler bulunabilir.

## ÖZET

### **Farklı Şekillerde Yapılan Marjinal Mandibulektomilerde Çeşitli Rekonstrüksiyon Plağı Uygulamalarının Kuvvet İletimine Etkisinin Üç Boyutlu Sonlu Eleman Analizi İle Değerlendirilmesi**

Bu çalışmanın amacı, marjinal mandibulektomi uygulanan vakalarda postoperatif kırık riskini azaltacak rezeksiyon şeklini ve okluzal kuvvetler karşısında daha iyi direnç gösterecek, ideal rekonstrüksiyon plağı uygulamasını belirlemektir.

CBCT görüntülerinden üç boyutlu olarak elde edilen matematiksel mandibula modelleri üzerinde posterior korpus bölgesinde köşeli ve eğimli olmak üzere iki farklı tip marjinal mandibulektomi uygulanmıştır. Elde edilen bu iki modelde ısırma kuvvetleri altında oluşan stresler sonlu eleman analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir. Yapılan karşılaştırmada eğimli rezeksiyon yapılan modelin biyomekanik açıdan daha avantajlı olduğu ve daha düşük postoperatif kırık riski taşıdığı görülmüştür.

Çalışmanın ikinci aşamasında avantajlı modele dört farklı tasarımda rekonstrüksiyon plağı uygulanarak dört farklı model oluşturulmuş ve aynı kuvvetler altında bu modellerde oluşan stresler karşılaştırılmıştır. Isırma kuvvetleri karşısında kemiğe gelen stresleri en iyi azaltan plağın, defektin postero-inferior köşesinde yukarı yönde dik açı yapan model 2' deki plak olduğu görülmüştür. Klasik yöntemle plak uygulanan model 1 ve plağın iki ucunda vidaların üçgensel bir konfigürasyonla yerleştirildiği model 4, diğer modellere göre daha dezavantajlı bulunmuştur. Champy tekniği'nden esinlenilerek modifiye edilen bir plak uygulanan model 3 ise, model 1 ve model 4' e göre avantajlı bulunmuştur.

Sonuç olarak, karşılaştırılan mandibulektomi ve rekonstrüksiyon yöntemlerinden biyomekanik açıdan en avantajlı olanlarının eğimli yapılan marjinal mandibulektomi ve model 2' deki plak tasarımı olduğu söylenebilir.

**Anahtar Kelime:** Marjinal Mandibulektomi, Plak, Rekonstrüksiyon, Sonlu Eleman Analizi.

## SUMMARY

### **The Evaluation of the Effect of Various Reconstruction Plate Applications in Different Forms of Marginal Mandibulectomies on Force Distribution with Three Dimensional Finite Element Analysis.**

The purpose of this study, is to determine the most appropriate resection design for the reduction of postoperative fracture risk and optimum load-bearing reconstruction plate application under bite forces in marginal mandibulectomy cases.

Two types of marginal mandibulectomies (angular and curvilinear) were performed on the posterior corpus of a 3d mathematical mandible model which was created from the CBCT images. Stresses which took place on those two models under bite forces, were evaluated with finite element analysis. The comparison of the models showed that the curvilinear resection design was biomechanically favorable and had less postoperative fracture risk.

On the second stage of the study, four different reconstruction plates were applied on the favorable model and four new mandible models were created by this way. The stress distributions on the models were compared under the same bite forces. The most favorable one was model 2 which had a right angled plate design on postero-inferior corner of the defect. Model 1, which was with a conventional standard plate and model 4, which had a plate with triangular screw configuration on two edges were found unfavorable in comparison with the other models. Model 3, which had a plate design modified from Champy's technique was more favorable in comparison with model 1 and model 3.

In conclusion, curvilinear resection and model 2 can be considered biomechanically the most favorable mandibulectomy and reconstruction designs within this study.

**Key Words:** Finite Element Analysis, Marginal Mandibulectomy, Plate, Reconstruction,

## KAYNAKLAR

- AYAD, T., GUERTIN, L., DENIS SOULIE`res, D., BELAIR, M., TEMAM, S., NGUYEN-TA`N, P.F. (2009) Controversies In The Management Of Retromolar Trigone Carcinoma. *Head Neck*, **31**: 398–405
- ARIAS-GALLO, J., MAREMONTI, P., GONZALEZ-OTERO, T., GOMEZGARCIA, E., BURGUENO-GARCIA, M., CHAMORRO, Pm., MARTORELMARTINEZ, V. (2004). Long term results of reconstruction plates in lateral mandibular defects. Revision of nine cases. *Auris Nasus Larynx*. **31**: 57-63.
- BALATLIOĞLU, A. (2000) Akrilik Kaide ve Yumuşak Astarlı Tam Protezlerde ve Destek Dokularında Gerilme Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Gerilme Analizi ile İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Baran, Nm. Finite Element Analysis on Microcomputers, Mcgrow Hill, Ins., 1988; 27-60.
- BARTTEL BORT, Sw, BAHN, Sl, ARIYAN, S. (1987). Rim Mandibulectomy for Cancer of the Oral Cavity. *Am J Surg*; 154:423.
- BELL, R.B. ve WILSON, D.M. (2008). Is the use of arch bars or interdental wire fixation necessary for successful outcomes in the open reduction and internal fixation of mandibular angle fractures?. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **66**: 2116-2122.
- BOYD, JB., MULHOLLAND, S. (1993). Fixation of the vascularized bone graft. *Plastic Recons Surg*. **21**: 360.
- BOYD, JB., MORRIS, S., ROSEN, IB., GULLANE, P., ROTSTEIN, L., FREEMAN, JL. (1994). The through-and-through oromandibular defect: rationale for aggressive reconstruction. *Plast Reconstr Surg*. **93**: 44-53.
- BRANEMARK, PI., LINDSTROM, J., HALLEN, O., BREINE, U., JEPPSON, PH., OHMAN, A. (1975). Reconstruction of the defective mandible. *Scand J Plast Reconstr Surg*. **9**: 116-28.
- BRAUER, J.R. (1993). What every engineer should know about finite element analysis. Second Ed. New York: Marcel Dekker.
- CARTER Ri, TSAO S, BURMAN Jf, Et Al. (1983). Patterns and Mechanisms of Bone Invasion by Squamous Carcinomas of the Head and Neck. *Am J Surg*. **146**:451-455,

- CHIM, H., SALGADO, C.J., MARDINI, S., CHEN HC. (2010). Reconstruction of mandibular defects. *Semin Plast Surg.* **24**: 188–197.
- CRAIG, R.G. (2002). Restorative Dental Materials. 11th Ed. Mosby Company, Toronto.
- CRILE, Gw. (1923). Carcinoma of the Jaws, Tongue, Cheek and Lips. *Surg Gyn Obs.* **36**:159-62.
- ÇANKAYA, M.Ö. (2005). *Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi.* Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- DARENDELİLER, Y. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ile dişhekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, **1**: 87-89.
- DE VREE, J.H., PETERS, M.C., PLASSCHAERT, A.J. (1983). A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structure. *J. Oral Rehabil.*, **10**: 505-517.
- DUBNER S, HELLER Ks: (1993). Local Control of Squamous Cell Carcinoma Following Marginal and Segmental Mandibulectomy. *Head Neck Surg*; **15**:29-32,
- ERTEM SY. (2010). Eğimli Ve Köşeli Yapılan Marjinal Mandibulektominin Kuvvet İletimine Etkisinin Üç Boyutlu Modelleme Ve Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi. T.C. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş, Çene Hastalıkları Ve Cerrahisi Anabilim Dalı Doktora Tezi. Ankara.
- FAGAN, M.J. (1992). Finite element analysis theory and practice. First ed. New York: Longman & Technical.
- FARAH, J.W., CRAIG, R.G., MEROUEH, K.A. (1988). Finite element analysis of a mandibular model. *J. Oral Rehabil.*, **15**: 615-624.
- FERRARIO VF, SFORZA G, POGGIO CE, SCHMITZ JH. (1998) Facial Volume Changes During Normal Human Growth and Development. *Anat Rec.* **250**(4): 480-7.
- FUNG, Y.C. (1965). Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. Berlin, Springer-Verlag Comp. 1st Ed. Chapter 1.
- GENG, J.P., TAN, K.B. ve LIU, G.R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**: 585-598.
- HANCI, M., BOZDAĞ, E. ve ARPACI, A. (2000). Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık, 10-55.

- HARAGUCHI, M., MUKOHYAMA., H, REISBERG., D. J., TANIGUCHI, H. (2003). Electromyographic activity of masticatory muscles and mandibular movement during function in marginal mandibulectomy patients. *J. Med. Dent. Sci.*; 50: 257-264
- İNAN M. (1988). Cisimlerin Mukavemeti (6. bs.). İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı.
- INCROPERA, F.P. ve DEWITT, D.P., (2002). Fundamentals of Heat and Mass Transfer, 5th ed., John Wiley, New York.
- JAFARI, A., SHETTY, K.S., KUMAR, M. (2003). Study of stres distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces- a three dimensional FEM study. *Angle Orthod.*, **73**: 12-20.
- KAYABAŞI, O. (2003). Kalça Eklemi Protezinin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Gebze, Kocaeli.
- KIM, MR., DONOFF, RB. (1992). Critical analysis of mandibular reconstruction using AO reconstruction plates. *J Oral Maxillofac Surg.* **50**: 1152-7.
- KIMURA, A., NAGASAO, T., KANEKO, T., TAMAKI, T., MIYAMOTO, J., NAKAJIMA, T. (2006). Adquate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.* **34**: 193–200
- KLOTCH, DW., GAL, TJ., GAL, RL. (1999). Assessment of plate use for mandibular reconstruction: has changing technology made a difference?. *Otolaryngol Head Neck Surg.* **4**: 388-392.
- KNOLL,WD., GAIDA, A., MAURER, P. (2006). Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.* 34, 201–209.
- KORIOTH TW, HANNAM AG. (1994). Mandibular forces during simulated tooth clenching. *J Orofac Pain*, **8** (2): 178-89.
- LAM, KH., LAM, LK., HO, CM., WEİ, Wİ. (1999). Mandibular Invasion in Carcinoma of the Lower Alveolus. *Am J Otolaryngol* 20:267–72.
- MARCHETTA Fc, SAKO K, MURPHY Jb. The Periosteum of the Mandible and Intraoral Carcinoma. *Am J Surg* 1971; 122:711-713,
- MARIANI, PB., KOWALSKI, LP., MAGRIN, J. (2006). Reconstruction of large defects postmandibulectomy for oral cancer using plates and myocutaneous flaps: a long-term follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **35**: 427-32.

- MARK K. (2005). Wax. Preservation of the Mandible in the Management of Cancer of the Oral Cavity. *Operative Techniques in Otolaryngology*. 16:18-23
- MARKWARDT J, PFEIFER G, ECKELT U, REITEMEIER B. Analysis of Complications after Reconstruction of Bone Defects Involving Complete Mandibular Resection Using Finite Element Modelling. *Onkologie* 30:121–126, (2007)
- MCGREGOR Ad, MACDONALD Dg (1988). Routes of Entry of Squamous Cell Carcinoma to the Mandible. *Head Neck Surg*. **10**(5):294–301
- MELUGİN MB, OYEN OJ, A, INDRESANO AT. The Effect of Rim Mandibulectomy Configuration and Residual Segment Size on Postoperative Fracture Risk: An In Vitro Study. *J Oral Maxillofac Surg* **59**:409-413, 2001
- MOORE Sr, JOHNSON Nw, PIERCE Am, WILSON Df. (2000). The Epidemiology of Mouth Cancer: A Review of Global Incidence. *Oral Dis*. **6**:65–74.
- NAMAKI S, MATSUMOTO M, OHBA H, et al: Masticatory efficiency before and after surgery in oral cancer patients. Comparative study of glossectomy, marginal mandibulectomy and segmental mandibulectomy. *J. Oral Scie*. 2004; **46**:113-117
- OĞUZ, Y. (2007). Kilitli vida ve plak sisteminin sagittal split ramus osteotomisinde kullanılmasının üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlaranaliziyle incelenmesi. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara.
- ÖCAL, T. (2001). Boyun Omur Kırıklarının Bilgisayar Ortamında Modellenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Anabilim Dalı, Bursa.
- RAO, L.P., SHUKLA, M., SHARMA, V., PANDEY, M. (2012). Mandibular conservation in oral cancer. *Surgical Oncology* 21: 109-118
- RHO, J.Y., ASHMAN, R.B., TURNER, C.H. (1993). Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J. Biomech.*, **26**: 111-119.
- SALGUEIRO, MI., STEVENS, MR. (2010). Experience with the use of prebent plates for the reconstruction of mandibular defects. *Craniomaxillofac Trauma Reconstruction*. **3**: 201–208.
- SANCAKLI, E. (2006). Alt dişsiz çenede bar destekli implantstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.
- SCHLIEPHAKE, H., JAMIL, MU. (2002). Prospective evaluation of quality of life after oncologic surgery for oral cancer. *Int J Oral Maxillofac Surg*. **31**: 427-33.

- SCHONNING, H., EMSHOFF, R. (1988). Primary temporary AO plate reconstruction of the mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* **86**: 667–672.
- SCHUPP, W., ARZDORF, M., LINKE, B and GUTWALD, R. (2007). Biomechanical Testing of Different Osteosynthesis Systems for Segmental Resection of the Mandible. *J Oral Maxillofac Surg* **65**:924-930
- SHAH, JP., JOHNSON, NW., BATSAKIS, JG. (2003). Oral Cancer. LONDON. Martin Dunitz P: 209-365.
- SHAH J. P., GİL Z. (2008). Current Concepts in Management of Oral Cancer. *Oral Oncology*.
- SIEGELE, D., SOLTESZ, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **4**: 333- 340.
- SIMITH, WR., ZIRAN, BH., ANGLIN, JO., STAHEL, PH. (2007). Locking plates: tips and tricks. *J Bone Joint Surg Am.* **89**: 2298-2307.
- SPENCER, KR., SIZELAND, A., TAYLOR, GI., WIESENFELD, D. (1999). The use of titanium reconstruction plates in patients with oral cancer. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **28**: 288–290.
- SPIESSL B. (1976). New Concepts in Maxillofacial Surgery. New York, NY: Springer- Verlag NY Inc;156-166.
- STEGAROIU, R., KHRAISAT, A., NOMURA, S., MIYAKAWA O. (2004). Influence of Superstructure Materials on Strain Around an Implant Under two Loading Conditions: A Technical Investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* **19**(5): 735-42.
- ŞAHİN, M.K., (2008). *Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi*. Doktora tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti, Ankara.
- ŞEKER, E., (2011). Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokulardaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. KKTC.
- TANAKA E, TANNE K, SAKUDA M. A three-dimensional finite element model of the mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching. *Med Eng Phys.* 1994; **16** (4): 316-22.
- THORNE, CH. (1997). Grabb and Smith's Plastic Surgery.Fifth edition. Philadelphia, Lippincott-Raven Publishers. Chapter **82**: 957-80.

- TOSUN, T. (1997). *Serbest sonlanan alt çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss implantları üzerine yapılan implant-implant destekli ve implant-diş destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi*. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- VAN EIJDEN TM, Brugman P, Weijs WA, Oosting J. Coactivation of jaw muscles: recruitment order and level as a function of bite force direction and magnitude. *J Biomech*. 1990; **23** (5): 475-85.
- VAN EIJDEN TM. Jaw muscle activity in relation to the direction and point of application of bite force. *J Dent Res*. 1990; **69** (3): 901-5.
- VAN EIJDEN TM. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol*. 1991; **36** (7): 535-9.
- WAX Mk, BASCOM Da, MYERS Ll: Marginal Mandibulectomy vs Segmental Mandibulectomy: Indications and Controversies. *Arch Otolaryngol* 2002; 128:600-603.
- ZWETYENGA, N., PINSOLLE, J., SIBERCHICOT, F., MAJOUFRELEFEVBRE, C. (2002). Reconstruction of lateral mandibular defects with dynamic bridging plates. *Br J Oral Maxillofac Surg*. **40**: 307-12.
- ZYL, P.P., GRUNDLING, N.L., JOOSTE, C.H. ve TERBLANCHE, E., (1995). Threedimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 10: 51-57.

## ÖZGEÇMİŞ

### I. Bireysel Bilgiler

Adı : Recep  
 Soyadı : Kestane  
 Doğum yeri ve tarihi : Karasu / Sakarya , 01.01.1986  
 Uyruğu : TC  
 Medeni durumu : Bekar  
 Askerlik durumu : Yapıldı.  
 İletişim adresi : Oğuzlar Mah. Barış Manço Cad. 1395. Sk. Hilal Apt. No: 1/4 Çankya / Ankara  
 E-posta : recepkestane@yahoo.com  
 Tel : 0531 2772435

### II. Eğitim

2010 - : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi A.D. Ankara  
 2004-2009 : Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi , Ankara  
 2000-2004 : Sakarya Anadolu Lisesi , Sakarya  
 Yabancı Dil : İngilizce (YDS: 82.5)

### III. Ünvanları

2010- : Doktora Öğrencisi (Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü)  
 2009- : Diş Hekimi

### IV. Bilimsel İlgi Alanları

#### A) Uluslararası Hakemli Dergilerde Yayımlanan Makaleler

1. Senturk MF, Kestane R, Yakar EN, Keskin A. Florid cementoosseous dysplasia: a rare case report. Case Rep Dent. 2013;2013:946583. doi: 10.1155/2013/946583. Epub 2013 Sep 3.
2. Yurttutan ME, Kestane R, Keskin A, Dereci O. Biomechanical Evaluation Of Oversized Drilling On Implant Stability – An Experimental Study In Sheep. JPMA, 2015. Yayına kabul edildi.

#### B) Ulusal Hakemli Dergilerde Yayımlanan Makaleler

1. Şentürk MF, Kestane R. Periferik Dev Hücreli Granuloma ve Tedavisi: Olgu Sunumu” Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi. Cilt 5/Sayı 2/2014.
2. Recep Kestane, M. Emre Yurttutan, M. Fatih Şentürk, Atilla Koçer, Ahmet Keskin. Gorlin Goltz sendromu: Bir olgu sunumu. Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi. Kabul edildi, 2013.
3. Kıvanç Türkoğlu, Bedriye Gizem Çelebioğlu, Seçil Nigar Karadeniz ,Recep Kestane, Adnan Öztürk. Periferik Ossifying Fibroma: İki Olgu Sunumu. Dicle Dişhekimliği Dergisi. 2010 :11(2): 97-101.

### C) **Kitap Çevirisi**

- UJ Moore. Oral Maksillofasiyal Cerrahi Prensipleri 6. Baskı. Çeviri Editörü : Prof. Dr. Derviş Yılmaz. Bölüm 11 : Protez İçin Ağız Hazırlığı. Çeviri : Prof.Dr. Ahmet Keskin, Dt. Recep Kestane. ISBN 9786055265007. 2012.

### D) **Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Poster Bildirileri**

1. Mehmet Fatih Şentürk, Recep Kestane. Peripheral Giant Cell Granuloma Associated with Hyperparathyroidism : A Case Report. 20<sup>th</sup> International TAOMS Congress, Antalya 19-23 May,2013.
2. Recep Kestane, Mehmet Emre Yurttutan, Mehmet Fatih Şentürk, Atilla Koçer, Ahmet Keskin. Gorlin-Goltz Syndrome : A Case Report. 20<sup>th</sup> International TAOMS Congress, Antalya 19-23 May,2013.
3. Atilla Koçer, Mehmet Emre Yurttutan, Recep Kestane, Mehmet Fatih Şentürk, Ahmet Keskin. Multilocal Dentigerous Cysts with Down Syndrome : A Case report. 20<sup>th</sup> International TAOMS Congress, Antalya 19-23 May,2013.
4. Emre Tokar, Recep Kestane, Serdar Polat. Functional Impression Technique For Implant Supported Mandibular Overdenture : A Case Report. 4<sup>th</sup> Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology. April 20-23, 2012. Antalya/ Turkey.
5. Mehmet Fatih SENTURK, Recep KESTANE, Beste INCEOGLU, Elif Naz YAKAR, Naile CURA, Ozge DOGAN. Transmigration of Impacted Maxillary Canines : Two Case Reports. AÇBİD 2012 6<sup>th</sup> International Congress. 30 May-3 June 2012. Antalya/ Türkiye
6. Recep Kestane, Mehmet Fatih Şentürk, Mehmet Emre Yurttutan, Ömür Dereci, Ahmet Keskin. Squamous Odontogenic Tumor of the Mandible: A Case Report. 18<sup>th</sup> International Congress of Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 02-06 October, 2011, Antalya, Turkey
7. Seçil Nigar Karadeniz, Recep Kestane, Bedriye Gizem Çelebioğlu, Kıvanç Türkoğlu, Aytaç Gürsel. Pleomorphic Adenoma of the Palate: A Case Report.

2<sup>nd</sup> BAMFS Congress and 5<sup>th</sup> ACBID International Conference in conjunction with Pan Arab Society of Oral and Maxillofacial Surgery and in conjunction with 7<sup>th</sup> International Congress of Iranian Oral and Maxillofacial Surgery. May 25-29,2011, Antalya,Turkey.

8. Kıvanç Türkoğlu, Mehmet Fatih Şentürk, Bedriye Gizem Çelebioğlu, Seçil Nigar Karadeniz, Recep Kestane. Progressive Systemic Sclerosis: A Case Report. 2<sup>nd</sup> BAMFS Congress 5<sup>th</sup> and ACBID International Conference in conjunction with Pan Arab Society of Oral and Maxillofacial Surgery and in conjunction with 7<sup>th</sup> International Congress of Iranian Oral and Maxillofacial Surgery. May 25-29,2011, Antalya,Turkey.
9. Mehmet Emre Yurttutan, Recep Kestane. Impacted Primary First Molar and Permanent First Molar Teeth: A Case Report. 4<sup>th</sup> AÇBİD International Oral and Maxillofacial Surgery Society Congress. May 26-30, 2010, Antalya, Turkey.
10. Türkoğlu K, Çelebioğlu BG, Karadeniz SN, Kestane R, Öztürk A. Periferal Ossifying Fibroma: Two Case Reports. The 1<sup>st</sup> Scientific Congress of HITAOMS in conjunction with The 17<sup>th</sup> Scientific Congress of TAOMS. 14-17 October, 2010, Istanbul, Turkey.
11. Koçer A, Şahin S, Yurttutan ME, Kestane R, Akal Aktaş ÜK. Dilacerated and Unerupted Maxillary Incisor Teeth: Report Of Two Cases. The 1<sup>st</sup> Scientific Congress of HITAOMS in conjunction with The 17<sup>th</sup> Scientific Congress of TAOMS. 14-17 October, 2010, Istanbul, Turkey.
12. M. Emre Yurttutan, Recep Kestane, Atilla Koçer, Ahmet Keskin. Bad split during bilateral sagittal split osteotomy of the mandible. AÇBİD 2014 8<sup>th</sup> International Congress 28 May - 1 June 2014. Antalya/ Turkey.
13. Recep Kestane, M.Emre Yurttutan, D.İlker Görür, Ahmet Keskin. Medication-Related Osteonecrosis of the Jaw; When Should We Go into Action ? AÇBİD 2015 9<sup>th</sup> International Congress. 27-31 May 2015. Antalya/Turkey.
14. M. Emre Yurttutan, Recep Kestane, Ahmet Keskin. Keratocystic Odontogenic Tumor : A Treatment Dilemma About Recurrence And Pathologic Fracture. AÇBİD 2015 9<sup>th</sup> International Congress. 27-31 May 2015. Antalya/Turkey.
15. M. Emre Yurttutan, Recep Kestane, Ahmet Keskin. Fibromatosis of Maxilla: A Rare Case Report. AÇBİD 2015 9<sup>th</sup> International Congress. 27-31 May 2015. Antalya/Turkey.

#### **E) Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Sözlü Bildiriler**

1. M. Emre Yurttutan, Recep Kestane, Ahmet Keskin, Ömür Dereci. **Biomechanical Evaluation Of Oversized Drilling On Implant Stability – An Experimental Study In Sheep.** AÇBİD 2015 9<sup>th</sup> International Congress. 27-31 May 2015. Antalya/Turkey.

## V. Bilimsel Etkinlikleri

### **Katıldığı Bilimsel Sempozyum ve Kongreler:**

- Türk - Alman 2014 Bilim Yılı Bilimsel Etkinliği Çalıştayı. 29 Mayıs - 3 Haziran 2014 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.
- "Mineralize Plazmatik Matriks" Kemik Rejenrasyonunda Yenilik ( Dr. Jean Perisse). Mayıs 2015, Ankara.
- 20<sup>th</sup> International TAOMS Congress, Antalya 19-23 May,2013.
- Ankara University Faculty of Dentistry II. International Implantology Symposium. April 12-15, 2012. Antalya/Turkey.
- Zimmer - Mutlu Implantology Seminar. April 12<sup>th</sup> 2012. Antalya/ Turkey.
- 4<sup>th</sup> Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology. April 20-23, 2012. Antalya/ Turkey.
- XIII. Deney Hayvanları Uygulama ve Etik Kursu. 28 Mayıs-07 Haziran 2013. Gazi Üniversitesi, Ankara.
- Ankara Valiliği İl Sağlık Müdürlüğü CPR Eğitimi. 27 Nisan 2010. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.
- 2<sup>nd</sup> BAMFS Congress and 5<sup>th</sup> ACBID International Conference in conjunction with Pan Arab Society of Oral and Maxillofacial Surgery and in conjunction with 7<sup>th</sup> International Congress of Iranian Oral and Maxillofacial Surgery. May 25-29,2011, Antalya,Turkey.
- 18<sup>th</sup> International Congress of Turkish Association of Oral and Maxillofacial Surgeons. 02-06 October, 2011, Antalya, Turkey
- Gaziantep Üniversitesi Tıp Fakültesi 1. Ulusal Tıp Araştırma Görevlileri Kongresi. 28-30 Ekim 2011, Gaziantep.