

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

**DENTAL İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE İMPLANT SAYISININ  
VE YERLEŞİM ŞEKLİNİN SONLU ELEMANLAR METODUYLA ANALİZİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Mak. Müh. Tolga TOPKAYA**

**(101120116)**

**Anabilim Dalı: Makina Mühendisliği**

**Programı: Mekanik**

**Danışman: Yrd. Doç. Dr. M. Yavuz SOLMAZ**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih: 15 Ocak 2013**

**OCAK-2013**

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

**DENTAL İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE İMPLANT SAYISININ VE YERLEŞİM  
ŞEKLİNİN SONLU ELEMANLAR METODUYLA ANALİZİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Tolga TOPKAYA**

**(101120116)**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 15 Ocak 2013**

**Tezin Savunulduğu Tarih : 29 Ocak 2013**

**Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Murat Yavuz SOLMAZ (F.Ü)**

**Diğer Jüri Üyeleri : Prof. Dr. Aydın TURGUT (Bingöl Ü)**

**Yrd. Doç. Dr. Mustafa GÜR (F.Ü)**

**OCAK-2013**

## ÖNSÖZ

Diş eksikliklerinin tedavisinde sıklıkla kullanılan dental implantların gerilme analizinin deneysel olarak yapılması yerine sayısal yöntemlerle hesaplanması sıklıkla başvurulan bir yöntemdir. Yapılan sayısal çalışmalar üretilecek modellerin ömürleri konusunda öngörü imkanı sağlayacaktır.

Yüksek lisans tez çalışmamın gerçekleşmesi sürecinde tezimin planlanıp yürütülmesinde büyük bir titizlik, sabır ve özveriyle bana destek olan, yakın ilgi ve yardımlarını gördüğüm, bilgi ve deneyimleri ile beni yönlendiren, beni araştırmaya yönelten ve hiçbir yardımını benden esirgemeyen kıymetli danışman hocam, Sayın Yrd. Doç. Dr. Murat Yavuz SOLMAZ' a sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans ders dönemim boyunca kendilerinden ders alma fırsatı bulduğum, bilgi ve deneyimlerinden yararlanarak fikir alışverişinde bulunduğum kıymetli hocalarım Prof. Dr. Aydın TURGUT, Yrd. Doç. Dr. Mustafa GÜR, ve Yrd. Doç. Dr. Mete Onur KAMAN' a teşekkür ederim.

Ayrıca analizlerin gerçekleştirilmesinde ve sonuçların değerlendirilmesinde yaptıkları yardımlardan dolayı Prof. Dr. Mehmet ZOR ve Yrd. Doç. Dr. Ender AKAN 'a teşekkürlerimi sunarım.

Seminer çalışmamda benden hiçbir yardımını esirgemeyen ve yakın ilgi gösteren eşim Hüsna TOPKAYA' ya teşekkürlerimi sunarım.

Bütün hayatım boyunca bana maddi ve manevi yönden destek olan sevgili aileme en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tolga TOPKAYA  
ELAZIĞ 2013

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET.....	V
ABSTRACT.....	VI
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	VII
TABLolar LİSTESİ.....	IX
1. GİRİŞ.....	1
1.1. BİYOMEKANİK.....	3
1.1.1. ORAL İMPLANTOLOJİDE BİYOMEKANİK.....	4
1.2. DENTAL İMPLANTLAR.....	5
1.2.1. İMPLANT ÇEŞİTLERİ.....	5
1.2.1.2. KÖK İMPLANTLAR.....	6
1.2.1.3. TRANSMANDİBULAR İMPLANTLAR.....	7
1.2.2. OSSEOİNTEGRASYON.....	7
1.2.3. İMPLANT MALZEMELERİ.....	9
1.2.3.1. METALLER.....	9
1.2.3.2. SERAMİKLER.....	10
1.2.3.3. POLİMERLER.....	10
1.2.4. YÜZEY ÖZELLİKLERİ VE KAPLAMALARI.....	10
1.2.5. KEMİK TİP VE ÖZELLİKLERİ.....	11
1.2.5.1. KORTİKAL KEMİK.....	12
1.2.5.2. TRABEKÜLER KEMİK.....	12
1.2.6. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLER.....	12
1.3. SONLU ELEMANLAR METODU.....	17
1.4 GERİLME ANALİZİ VE AKMA KRİTERLERİ.....	20
1.4.1 TRESKA KRİTERİ.....	21
1.4.1 VON MİSES AKMA KRİTERİ.....	21
2. MATERYAL VE METOD.....	23
2.1. İNSAN ALT ÇENE KEMİĞİNİN MODELLENMESİ.....	23
2.2. DİŞ PROTEZİNİN MODELLENMESİ.....	24
2.3. İMPLANT VE TOPUZ BAŞLI TUTUCUNUN MODELLENMESİ.....	25
2.4 YERLEŞİM DÜZENLERİ.....	27
2.4 MALZEME ÖZELLİKLERİ.....	29

<b>2.5 SONLU ELEMEN MODELLERİNİN OLUŞTURULMASI .....</b>	<b>30</b>
<b>2.6 TEMAS ELEMENLARI .....</b>	<b>34</b>
<b>2.7 SINIR ŞARTLARI VE YÜKLEME .....</b>	<b>34</b>
<b>3. SONUÇLAR.....</b>	<b>36</b>
<b>3.1 İKİ İMPLANTLI MODELLER .....</b>	<b>36</b>
<b>3.1.1 İMPLANTLARIN İKİNCİ KESİCİ DİŞLERİN ALTINA YERLEŞTİRİLDİĞİ MODEL (2D).....</b>	<b>36</b>
<b>3.1.2 İMPLANTLARIN KÖPEK DİŞLERİNİN ALTINA YERLEŞTİRİLDİĞİ MODEL (2C) .....</b>	<b>42</b>
<b>3.1.3 İMPLANTLARIN BİRİNCİ KÜÇÜK AZI DİŞLERİNİN ALTINA YERLEŞTİRİLDİĞİ MODEL (2PM).....</b>	<b>48</b>
<b>3.2 DÖRT İMPLANTLI MODELLER.....</b>	<b>59</b>
<b>3.2.1 İMPLANTLARIN İKİNCİ KESİCİ DİŞLERİN VE BİRİNCİ KÜÇÜK AZILARIN ALTINA YERLEŞTİRİLDİĞİ MODEL (4IPM).....</b>	<b>59</b>
<b>3.2.2 İMPLANTLARIN KÖPEK DİŞLERİNİN VE İKİNCİ KÜÇÜK AZI DİŞLERİNİN ALTINA YERLEŞTİRİLDİĞİ MODEL (4CPM) .....</b>	<b>66</b>
<b>4. DEĞERLENDİRME .....</b>	<b>79</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>81</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>84</b>

## ÖZET

Kemik içi dental implantlar tam dişsiz ve kısmi dişsiz vakalarda protez desteklemek amacıyla kullanılır. Geçtiğimiz yıllarda implant tedavilerinde yüksek başarı oranları gözlenmiştir. Tam dişsiz vakaların implant destekli protezle tedavisinde birçok tasarım kullanılmaktadır. Bu tasarımlar protezin destek şekline göre sınıflandırılır: implant destekli sabit protezler, implant destekli hareketli protezler ve implant ve doku destekli hareketli protezler olarak sınıflandırılır.

Gerçekleştirilen çalışmada alt çene tam dişsiz bir vakada protezin Nobel Biocare firmasının ürettiği Nobel Replace implantlara topuz başlı abutmentlerle tutturulmasının gerilme dağılımına etkisi araştırılmıştır. Çalışmada ikisi 4 implantlı üçü 2 implantlı olmak üzere 5 farklı yerleşim düzeni, titanyum ve zirkonyum olmak üzere iki farklı implant malzemesi ve üç farklı yükleme durumu için ANSYS Workbench programı kullanılarak gerilme analizleri gerçekleştirilmiştir.

Sonuçlar incelendiğinde implant malzemesi olarak titanyum kullanılması bütün modellerde zirkonyum implant kullanılan modellerden daha düşük gerilme oluşmasına sebep olmuştur. Dört implantlı modellerde meydana gelen gerilmeler iki implantlı modellere nazaran daha düşük olarak tespit edilmiştir. İmplantlarda oluşan gerilmeler implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Yükleme bölgelerinin gerilme üzerindeki etkisi incelendiğinde implantlarda oluşan en büyük gerilme değerleri birinci büyük ağı dişinden yükleme durumunda gerçekleşmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, Hareketli protez, Sonlu elemanlar metodu

## **ABSTRACT**

Endosseous dental implants are used as prosthetic treatment alternatives for treating partial or full edentulism. Excellent long term results and high success rates have been achieved using dental implants during the past decades. Several designs of the implant prosthesis have been used in the rehabilitation of the edentulous mandible. These designs have been classified by the nature of the support provided to the prosthesis: implant-supported fixed prosthesis, implant-supported removable overdenture, and an implant-retained and tissue-supported removable overdenture.

The aim of this study is investigate the stress distributions of implant retained overdentures. Nobel Replace is used as implant model. And ball attachment is used to support the prosthesis. Five different implant positions, two different implant materials and three different foodstuff positions used. Finite Element Analysis performed by using ANSYS Workbench.

Results showed that higher stress values occurred on zirconium implant used models than titanium implant used models. Stress concentration areas were placed at the neck of implant. Maximum stress values occurred while foodstuff positioned at the first molar area.

Keywords: Dental implant, Removable overdenture, Finite element method

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Silindirik veya kök şeklinde implantlar.....	5
Şekil 1.2. İmplant çeşitleri.....	7
Şekil 1.3. İmplantın kemiğe uygulanaşı.....	8
Şekil 1.4. Barlı tutucular .....	13
Şekil 1.5. Bar destekli miknatis ataşmanlı model.....	14
Şekil 1.6. Topuz Başlı Tutucular.....	14
Şekil 1.7. Miknatisli Tutucular.....	15
Şekil 1.8. Dört implant destekli sabit protez .....	15
Şekil 1.9. Beş implant destekli sabit protez.....	16
Şekil 1.10. Nokta sayıları ile birlikte çizgi, alan ve hacim eleman çeşitleri.....	20
Şekil 1.11. Düzlem gerilme için Tresca akma kriterinin gösterimi .....	21
Şekil 1.12. Von mises akma yörüngesi .....	22
Şekil 2.1. Oluşturulan model ve kesit görüntüsü.....	23
Şekil 2.2 Bilgisayarlı tomografi görüntüsü .....	24
Şekil 2.3. Solidworks programında oluşturulan çene kemiği ve diş etinin katı modeli ve kesit görünümü ...	24
Şekil 2.4 İnsan çenesi.....	25
Şekil 2.5 Oluşturulan protezin katı modeli.....	25
Şekil 2.6 Klinik olarak kullanılan implant örnekleri .....	26
Şekil 2.7 Nobel Replace model implant.....	26
Şekil 2.8 (a) Topuz başlı tutucu ve (b) protez içinde kalan kısım .....	27
Şekil 2.9 İki implantın ikinci kesici dişlerin altına yerleştirildiği model (2I Modeli) .....	27
Şekil 2.10 İki implantın köpek dişlerinin altına yerleştirildiği model (2C Modeli) .....	28
Şekil 2.11 İki implantın birinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirildiği model (2PM Modeli) .....	28
Şekil 2.12 Dört implantın ikinci kesiciler ile birinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirildiği model (4IPM Modeli).....	29
Şekil 2.13 Dört implantın köpek dişleri ile ikinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirildiği model (4CPM Modeli).....	29
Şekil 2.14 Mesh200 Eleman tipinin farklı geometrileri ve düğüm sayıları.....	30
Şekil 2.15 Kontak elemanları a-CONTA174, b- TARGE 170.....	34
Şekil 2.16 Kesici dişlere yükün uygulanması.....	34
Şekil 2.17 Köpek dişine yükün uygulanması .....	35
Şekil 2.18 Birinci büyük azı dişine yükün uygulanması .....	35
Şekil 3.1 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	36
Şekil 3.2 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant.....	37
Şekil 3.3 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol abutment (b) sağ abutment.....	37
Şekil 3.4 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	38
Şekil 3.5 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant.....	39
Şekil 3.6 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant.....	39
Şekil 3.7 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	40
Şekil 3.8 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant.....	41
Şekil 3.9 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant.....	41
Şekil 3.10 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	42
Şekil 3.11 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant.....	43
Şekil 3.12 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol abutment (b) sağ abutment.....	43
Şekil 3.13 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	44
Şekil 3.14 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant.....	45
Şekil 3.15 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant .....	45
Şekil 3.16 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	46
Şekil 3.17 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant.....	47
Şekil 3.18 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant .....	47
Şekil 3.19 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	48
Şekil 3.20 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant.....	49
Şekil 3.21 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol abutment (b) sağ abutment.....	49
Şekil 3.22 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	50
Şekil 3.23 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant.....	51
Şekil 3.24 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant .....	51

Şekil 3.25 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	52
Şekil 3.26 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant.....	53
Şekil 3.27 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant .....	53
Şekil 3.28 Sol implant için maksimum Von mises gerilme değerleri .....	55
Şekil 3.29 Sağ implant için maksimum Von mises gerilme değerleri.....	55
Şekil 3.30 Kortikal kemik için maksimum Von mises gerilme değerleri.....	56
Şekil 3.31 Trabeküler kemik için maksimum Von mises gerilme değerleri .....	57
Şekil 3.32 Sol Abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri.....	58
Şekil 3.33 Sağ Abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri .....	58
Şekil 3.34 Dört implantlı modeller için implant yerlerine verilen kodlar .....	59
Şekil 3.35 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	59
Şekil 3.36 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2.....	60
Şekil 3.37 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2 .....	60
Şekil 3.38 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	61
Şekil 3.39 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2.....	62
Şekil 3.40 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2 .....	62
Şekil 3.41 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	64
Şekil 3.42 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2.....	64
Şekil 3.43 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2 .....	65
Şekil 3.44 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	66
Şekil 3.45 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2.....	66
Şekil 3.46 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2 .....	67
Şekil 3.47 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	68
Şekil 3.48 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2.....	68
Şekil 3.49 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2 .....	69
Şekil 3.50 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik .....	70
Şekil 3.51 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2.....	70
Şekil 3.52 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2 .....	71
Şekil 3.53 Kortikal kemik için maksimum Von mises gerilme değerleri.....	72
Şekil 3.54 Trabeküler kemik için maksimum Von mises gerilme değerleri .....	73
Şekil 3.55 L1 implant için maksimum Von mises gerilme değerleri .....	74
Şekil 3.56 L2 implant için maksimum Von mises gerilme değerleri .....	75
Şekil 3.57 R1 implant için maksimum Von mises gerilme değerleri .....	75
Şekil 3.58 R2 implant için maksimum Von mises gerilme değerleri .....	76
Şekil 3.59 L1 abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri.....	77
Şekil 3.60 L2 abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri.....	77
Şekil 3.61 R1 abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri .....	78
Şekil 3.62 R2 abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri .....	78

## TABLULAR LİSTESİ

<b>Tablo 2.1</b> Malzeme özellikleri .....	30
<b>Tablo 2.2</b> Eleman ve düğüm sayıları .....	31
<b>Tablo 2.3</b> 2I Modeline ait ağ yapısı .....	32
<b>Tablo 2.4</b> 4IPM Modeline ait ağ yapısı .....	33
<b>Tablo 3.1</b> 2I modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri.....	38
<b>Tablo 3.2</b> 2I modelinde yükün sol köpek dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri.....	40
<b>Tablo 3.3</b> 2I modelinde yükün sol taraftaki birinci büyük azı dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri .....	42
<b>Tablo 3.4</b> 2C modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri.....	44
<b>Tablo 3.5</b> 2C modelinde yükün sol köpek dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri.....	46
<b>Tablo 3.6</b> 2C modelinde yükün sol taraftaki birinci büyük azı dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri .....	48
<b>Tablo 3.7</b> 2PM modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri.....	50
<b>Tablo 3.8</b> 2PM modelinde yükün sol köpek dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri.....	52
<b>Tablo 3.9</b> 2PM modelinde yükün sol taraftaki birinci büyük azı dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri .....	54
<b>Tablo 3.10</b> 4IPM modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri.....	61
<b>Tablo 3.11</b> 4IPM modelinde yükün sol köpek dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri.....	63
<b>Tablo 3.12</b> 4IPM modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri.....	65
<b>Tablo 3.13</b> 4CPM modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri.....	67
<b>Tablo 3.14</b> 4CPM modelinde yükün sol köpek dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri.....	69
<b>Tablo 3.15</b> 4CPM modelinde yükün sol taraftaki birinci büyük azı dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri .....	71

## 1. GİRİŞ

Vücutun kaybedilen dokularının estetik olarak tamamlama çabası ve isteği insanlık tarihi kadar eskidir. Kaybedilen dokuların fonksiyonunu ve estetiğini yeniden sağlama ihtiyacı çağlar boyunca bilim adamlarının araştırma konusu olmuştur. Bu yaklaşımla diş hekimliğinde ilerlemeler sağlanmış ve kaybedilen dişlerin yerine dişlerin fonksiyonlarını yerine getiren diş implantları geliştirilmeye ve kullanılmaya başlamıştır. Eski çağlarda taş, tahta ve hatta hayvan dişlerinin maksilla (üst çene) ve mandibulada (alt çene) destek yapı olarak kullanıldığı bildirilmiştir [1,2].

Diş hekimliğindeki gelişmeler ve kaplama tekniklerindeki ilerlemeler sayesinde dişlerin fonksiyonlarını yerine getiren diş implantları kullanılmaya başlamıştır. Bu durum tam dişsiz çeneler içinde geçerlidir. İmplant destekli diş üstü protez planlanan alt çenelerde implantların yeri ve sayısı hakkında birçok farklı görüş bulunmaktadır. 2 veya 4 adet implant uygulaması günümüzde sıklıkla kullanılan bir planlamadır [3].

Günümüzde total dişsiz maksillada hangi sayıda ve yerleşimde implantların yerleştirileceğine dair fikir birliği bulunmamaktadır. Maksillada ve özellikle de maksillanın ön bölgesinde dişlerin kaybindan sonra oluşan kemik yapısı dental implantların doğal dişlerdeki benzer pozisyonlarda yerleştirilmesini zorlaştırmaktadır. Ön maksillada kemiğin morfolojisi implantların düz abutmentler ile restore edilmesine izin vermemektedir. Bu nedenle açılı abutment kullanılmakta ve sonuçları araştırılmaktadır. Abutment açısının  $0^\circ$  ' den  $15^\circ$  ' ye çıkması gerilme, gerinim ve yer değiştirme değerlerinin dikey yüklemde artmasına, yatay yüklemde ise azalmasına neden olmuştur [4].

Dental implantlarda model çeşitliliğinin yanında malzemeleri de farklılık göstermektedir. Dental implantlarda uygun geometri ve malzeme seçimi için deneysel ve sayısal gerilme analizlerine ihtiyaç duyulur. Sayısal analizlerde genellikle sonlu elemanlar yöntemi kullanılmaktadır. Barbier ve diğ. [5] kemik içi implant sistemlerinde implantların etrafındaki aksiyel ve aksiyel olmayan yükleri sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişler, çalışmalarında özellikle yatay yüklerin azaltılması gerektiğini göstermişlerdir.

Solmaz ve diğ. [6] implant malzemesi olarak ülkemizde ve dünyada sıklıkla tercih edilen Tİ-6AL-4V seçerek femur implantını incelemişlerdir. Femura etkiyen kuvvet açısının artışı ve kemik çimentosu ilavesinin femur ve implant üzerinde meydana gelen gerilme değerlerini azalttığını tespit etmişlerdir.

Lin ve diğ. [7] implant malzemesi olarak fonksiyonel derecelendirilmiş malzeme (FDM) ile titanyum kullanılması neticesinde kortikal ve trabekular kemikte meydana gelen gerilme dağılımlarını sayısal olarak iki boyutlu model için incelemiş ve FDM' nin gerilmeyi daha homojen bir biçimde dağıttığını tespit etmişlerdir. Yaptıkları çalışmada fonksiyonel derecelendirilmiş malzemenin yerleştirildiği çene kemiğindeki implantla kemik dokusunun birleşmesinin ve kemik dokunun daha hızlı iyileşmesinin sağladığını göstermişlerdir.

İmplant destekli protezlerde kullanılan tutucu tipi, implantlar ile destek doku alanları arasında yük paylaşımını etkilemektedir. Mersin ve diğ. [8] iki implant destekli overdenturelerde bar ve topuz tutucuların ve üç farklı kemik yüksekliğinin implantlardaki gerinime etkisini araştırmışlardır. Bar tutuculu protezlerle kıyaslandığında topuz tutuculu protezlerin implantlarında oluşan gerinim değerlerinin istatistiksel olarak yüksek olduğunu ve değişik kret yükseklikleri arasında implantlarda oluşan gerinim değerleri açısından fark olmadığını göstermişlerdir.

Bonnet ve diğ. [9] izotropik veya izotropik olmayan kemik özellikleri boyunca dört implant destekli protezlerin biyomekanik davranışlarını sonlu elemanlar yöntemi kullanarak incelemişlerdir. Dişsiz mandibulayı ve protez geometrilerini bilgisayarlı tomografi (CT) yardımıyla oluşturmuşlardır. İmplantların mandibulaya iki dikey, iki eğik olarak montajı yapılarak izotropik ve izotropik olmayan modeller karşılaştırıldığında gerilim, gerinim ve gerinim enerji yoğunluklarında önemli farklılıklar bulmuşlardır. Kemik ile implant ara yüzeyinde eğik yerleştirilen implantların yüksek gerilim değerlerine neden olduğunu göstermişlerdir.

Kleis ve diğ. [10] mandibulaya iki implant yardımıyla yerleştirilen protezi bireysel hizalama yöntemiyle ve topuz başlı olarak uygulamış ve klinik ortamda yapılan bağlantılar bir yılın sonunda karşılaştırılmıştır. Yapılan bu çalışma sonucunda bireysel hizalama bağlantı sisteminin topuz bağlantıdan daha yüksek bakıma ihtiyacı olduğunu tespit etmişlerdir.

Sadowsky ve diğ. [11] alt çeneye yerleştirilmiş bar destekli overdenturelerde iki ve üç implant kullanılmasının gerilme dağılımında oluşturduğu farklılığı deneysel olarak fotoelastik metotla araştırmışlardır.

Gerçekleştirilen bu çalışmada topuz başlı tutucularla desteklenen alt çene overdenturelerde implant sayısı ve yerleşiminin kemik ve implant sisteminde oluşturduğu gerilme dağılımları sayısal olarak incelenmiştir. Bilgisayarlı tomografi ile taranan çene

kemiği ve overdenture ile implant sistemi Solidworks 2012 programında oluşturulmuş ve ANSYS 14.0 Workbench programına aktarılarak gerilme gerçekleştirilmiştir.

## 1.1. BIYOMEKANİK

Kinesioloji, insan hareketleri ile ilgili bir bilim dalıdır ve biyomekanik kinesiolojinin alt bilimlerinden biridir. Kinesioloji biyomekanik, insan hareketlerinin tam olarak tanımlanması ve bu hareketlerin sonuçlarıyla ilgili çalışmalar yapar. Mekanik, hareketin tanımıyla ve kuvvetin nasıl hareketi oluşturduğıyla ilgili olan fiziğin bir dalıdır. Canlı nesnelere üzerine etkiyen kuvvetler; hareketi sağlayabilir, sağlıklı büyüme ve gelişme için bir etki aracı ya da kaslara aşırı yükleme ile yaralayıcı olabilir. Biyomekanik, canlı nesnelere nasıl hareket ettiğinin ve kinesioloji biliminin hareketi nasıl geliştirdiğinin ya da güvenli hale getirdiğinin anlaşılması için, gerekli kavramsal ve matematiksel araçları sağlar. Biyomekanik uygulamalar iki ana kısımda sınıflandırılabilir, performans artırma, geliştirme ve sakatlık tedavisi [12].

Biyomekanik, araştırmada başvurabilen sayısal matematiksel metotların bolluğu, bilgisayarın gelişmesi ve özel deneysel metotların artması ile gelişimini sağlamıştır. Biyomekanik alanındaki araştırmaların sonuçları, günümüzde insan vücudu hakkındaki bilgilerimize birçok katkıda bulunmuştur.

Biyomekanikğin uygulanabilmesi için öncelikle bazı temel adımların atılması gerekir. Bu adımları sırayla takip etmek gerekir. İlk olarak uğraşılacak olan nesnelere geometrik görünüşünü anlayabilmek için gerektiğinde morfoloji, anatomi, doku bilimi hakkında bilgi sahibi olmak. Fiziğin temel kurallarını, diferansiyel denklemleri, türevi, integrali kullanabilmek. Oluşturulan diferansiyel denklemleri sayısal yada deneysel çözebilmek. Diferansiyel denklemlerin çözümlerini test edecek olan fizyolojik deneyler yapabilmek. Son olarak da deneysel çözüm yaparak, deneysel çözümle teorik sonuçları karşılaştırabilmek.

Biyomekaniksel bilgiler biyoloji, ergonomi, mühendislik, fizyoloji, tıp ve mekanik gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Mühendis, tasarımcı, fiziksel terapist, ortopedi cerrahı, kardiyolog gibi bir çok meslek sahipleri biyomekanikğin pratik uygulamalarını yapmaktadır [13].

Biyomekanik, aslında tıp biliminin ve teknolojinin bütün modern alanlarının gelişimine katkıda bulunmuştur. Moleküler biyoloji, biyomekanikten biraz uzaklaşmış gibi

görünse de derinlemesine incelendiğinde moleküllerin oluşum, tasarım, fonksiyon ve üretimini anlamının olayın mekaniğini iyi anlamaya olan katkısından dolayı önemli olduğu görülür.

Biyomekaniğin en kuvvetli gelişimi ortopedi ile özdeşleşmiştir. Çünkü ameliyat odalarının en sık kullanıcıları iskelet-kas sisteminde problemi olanlardır. Ortopedide, biyomekanik günlük bir klinik araç haline gelmiştir. Temel araştırmalar sadece ameliyat, protez, implant edilebilir maddeler ve yapay organlarla sınırlı değil ayrıca stres ve gerginlikle ilişkili iyileştirmenin hücresel ve moleküler sonuçları, kırık, tendon ve kemik doku mühendisliği üzerinedir.

### **1.1.1. Oral İmplantolojide Biyomekanik**

İmplant tedavisinin başarısı doğrudan implantlar ve destekledikleri protezlerin, etkileri altında oldukları yüklere karşı direnç göstermesine ve ağız ortamında oluşabilecek tüm biyomekanik şartlar karşısında bütünlüğünü korumasına bağlıdır [14]. İmplantlar kırılmaya, eğilmeye, yorulmaya ve aşınmaya karşı dirençli olmalıdır.

Sabit implant üstü protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler, protez parçaları ve abutmentler aracılığıyla tamamen implantlar üzerine iletilmekte, abutmentler aracılığıyla implantların üzerine iletilen bu yüklere karşı implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilmektedir [14].

İmplant destekli restorasyonlardan uzun dönemli başarı elde edebilmek sadece implant kemik kaynaşmasının yani osseointegrasyon elde edilmesiyle mümkündür. İmplant kayıplarının plak sonucu oluşan implant çevresi enfeksiyonlar ve/veya mekanik aşırı yüklenme sonucu olduğu görülmüştür [3].

Osseointegrasyonu tamamlanmış bir implantın aşırı yüklenmesini önlemekteki kritik faktör, mekanik gerilmelerin implant çevresindeki kemiğe nasıl aktarıldığının bilinmesini ve bu yüklerin çevre dokulardaki etkilerinin bilinmesine bağlıdır. Osseointegrasyonu tamamlamış implant sisteminin ömrü için, implantlar üzerine etki eden kuvvetlerin birbirleri ile ilişkilerini, bu yüklerin çevre kemiğe iletimini ve yanal yüzeydeki dokuların bu yüklere dayanımını anlamak önemlidir.

Biyolojik yıkıma sebep olmadan kemik implant ilişkisini uzun süre koruyabilmek için, gelen kuvvetler sonucu oluşan gerilmelerin kemik dokusuna düzenli dağılımı sağlanmalıdır. Bu duruma da yüklenme tipi, implant ve protez malzemelerinin özellikleri,

implantın geometrisi, implant uzunluğu, implant yarıçapı, kemik implant arası osseointegrasyon özellikleri önemli faktörlerdir.

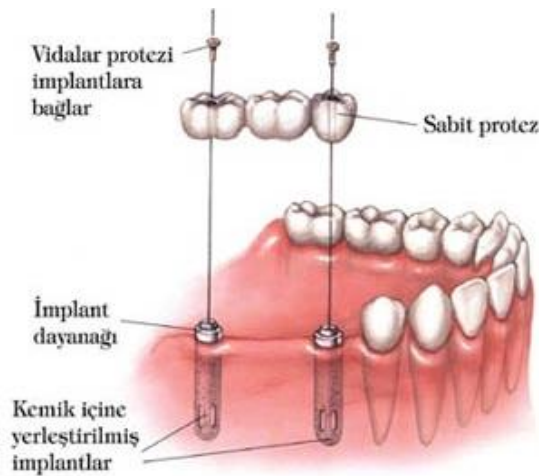
## 1.2. DENTAL İMPLANTLAR

Dental İmplantoloji çok kısa sürede büyük bir gelişme göstermiş ve osseointegrasyon kavramı deneysel kullanımdan rutin klinik kullanıma ulaşmıştır. Diş hekimleri yapay bir nesneyi hiçbir patolojik işaret ve semptom oluşturmadan biyolojik bir sistem içine yerleştirmeyi ve fonksiyonel yüklenme sırasında kemik içinde rijit bağlantıyı sağlamayı başarmışlardır [15]. Bugün İmplantoloji tüm dünyada kabul edilen güvenilir bir tedavi modelidir.

İmplantlar diş hekimliğinde, 1982 de ilk defa ticari olarak piyasaya sunulduklarından beri endüstriyel açıdan büyük gelişme göstermiştir ve bunun sonucu olarak da farklı implant sistemleri kullanılır hale gelmiştir.

### 1.2.1. İmplant Çeşitleri

İmplant ve kemik dokusu arasındaki osseointegrasyonu elde etmek ve uzun dönemde elde edilen osseointegrasyonu koruyabilmek gerekir. Temelde implant formlarını iki gruba ayırmak mümkündür. Bunlar blade ve kök formundaki (silindirik ve vida tipi) implantlardır [3]. Kullanılan vida veya silindirik şeklindeki implantlar yaklaşık olarak diş kökünün boyutlarında 8-16 mm uzunluğunda ve 3.5-4 mm çapındadır. Silindirik veya kök şeklinde implantlar Şekil 1.1' de gösterildiği gibidir.



Şekil 1.1. Silindirik veya kök şeklinde implantlar

Çene kemiğine yerleştirilen implantlar şu şekilde sınıflandırılır:

1) Kemik içi implantlar: Bu implantlar dişsiz alanda alveol kreti içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. İmplant yuvasını hazırlamak üzere çeşitli tipte standardize edilmiş frezler kullanılır ve bu implantlar kemik içine sabitlenirler.

2) Subperiostal implantlar: Kemik üstüne periostun altına alveol kretinin üzerine bir eğer gibi yerleştirilen implantlardır.

3) Endodontik implantlar: Kemik içi implantlar sınıfına da dahil edilen bu implantlar mevcut var olan bir dişin kök içinden geçip çene kemiğine yerleşen implant çeşitleridir.

4) İntramukozal implantlar: Buton şeklinde olan bu implantlar protezlerin retansiyonunu artırmak amacıyla, protezlerin iç kısımlarına yerleştirilerek kullanılırlar. Özellikle üst çene kemiğine uygulanır ve bu yöntem artık kullanılmamaktadır çünkü üst çene kemiğinde doku kaybını artırıcı etkileri görülmüştür [16].

#### **1.2.1.1. Blade İmplantlar**

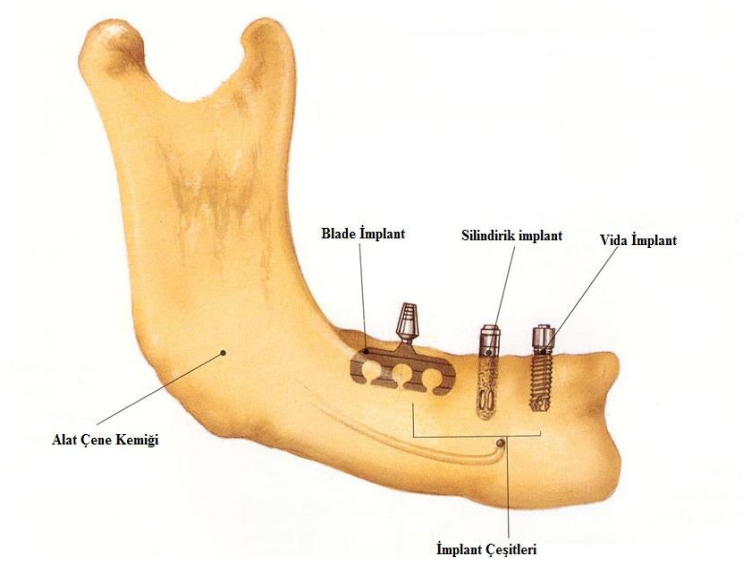
Baş, boyun ve vücut kısmından oluşan blade tipi implantların ortalama boyutları 25×8×1.5 mm dir. Simetrik veya simetrik olmayan dörtgen şekilleri olup boyutları dardır (2 mm veya daha az). Blade tipi implantların, boyun bölgesinin uzunluğu ve genişliğinin kemik içi gerilme dağılımına etkisi sonlu elemanlar metodu ile incelenmiş ve boynu geniş olan blade implantların dar olanlara göre kemik içindeki gerilmeleri azalttığı görülmüştür.

Bu implantın asıl uygulama alanı dişsiz çene tedavileridir. Fakat bu implantların uzun dönem klinik ve deneysel sonuçları o kadar düşük başarı oranı göstermiştir ki, kullanımı çeşitli yumuşak doku problemleri ve devamlı kemik erimesi nedenleriyle terk edilmiştir [17]. Şekil 3.1.1' de implant çeşitleri gösterilmiştir.

#### **1.2.1.2. Kök İmplantlar**

Mekanik kriterler, cerrahi işlemlerin basitleştirilme isteği, daha iyi bir uyum, düşük kaliteli kemikte daha başarılı sonuç ve implant malzemelerinin biyolojik uyum ve dayanıklılık arayışları silindir ve vida şeklindeki implantların üretilmesine yol açmıştır. Bu implantlar çeşitli formlarda üretilmiştir: yan duvarlarında çapraz açılım, oluklu, çıkıntılı, paralel, açılı-konik veya basamaklı gövdeli, düz, oval, veya sivri uçlu olan implantlar gibi

çok çeşitli şekillerde satışa sunulmuştur. Yivler, implant yüzeyini genişletip kemik ile oluşan teması en yüksek seviyeye çıkartmak ve kemikle uyumunu sağlamak için yapılmıştır [18].



Şekil 1.2. İmplant çeşitleri

### 1.2.1.3. Transmandibular İmplantlar

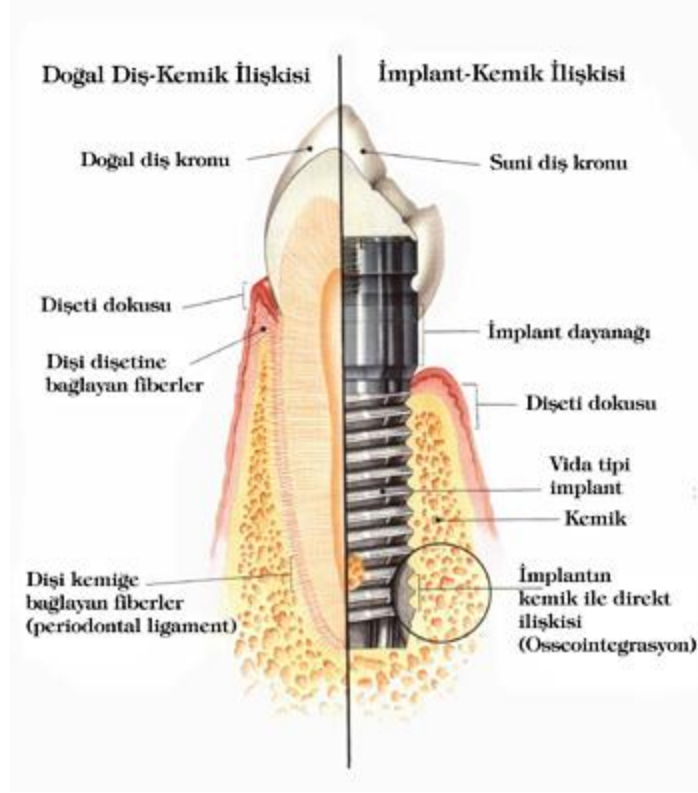
Bu implantlar diğer implant çeşitlerine alternatif bir dizayn olarak üretilmiştir. Ağız içine yerleştirilen kemik içi yivler alt çenenin alt sınırına konan baz plağa vidalanarak sabitlenir. İmplant postları hazırlanmış bir bar aracılığıyla birbirlerine bağlanır [3]. Bu implant sisteminin alt çenede avantajları olmasına rağmen genel anestezi gerektirdiğinden dolayı yaygın bir kullanım olmamıştır.

### 1.2.2. Osseointegrasyon

Branemark ve diğ. [19,20] osseointegrasyon kavramını temel alan çalışmalarda bulunmuşlardır. İmplant yüzeyinin kemik ile bağlantısını osseointegrasyon olarak tanımlamışlardır. Albrektsson ve diğ. [21] osseointegrasyonu, ışık mikroskobu seviyesindeki kemik ile yüklenmiş implant yüzeyi arasındaki direkt temas olarak açıklamışlardır. Yinede % 100 implant kemik bağlantısı oluşmaz.

Doğal bir dişle diş implantı arasındaki en önemli fark, doğal diş köküyle destek trabeküler kemiği arasında bulunan, amortisör görevi görerek dişe gelen kuvvetleri

indirgeyerek çene kemiğine ileten ve periodontal membran, periodontal ligament veya periodonsiyum olarak isimlendirilen lif yapılarının diş implantı ile ona destek sağlayan trabeküler kemiği arasında bulunmamasıdır (Şekil 1.3).



Şekil 1.3. İmplantın kemiğe uygulanışı

Doğal dişle trabekular kemiğinden çıkan lifler kök yüzeyinde sonlanırken, dental implantlarda ise trabekular kemiğinden çıkan lifler implant etrafında dönerek tekrar trabekular kemiğinde sonlanır. Dental implantın canlı destek trabekular kemiğiyle arada hiçbir doku olmaksızın, yapısal ve fonksiyonel bağlantısına ve bütünleşmesine osseointegrasyon adı verilir. Osseointegrasyon kemik içi implantlar için geçerli ve arzulanan bir sonuçtur [16].

Güvenilir bir osseointegrasyon oluşturmak sadece implanta bağlı faktörler ile belirlenmeyip, cerrahi teknikler ve yükleme şartlarına bağlı parametreler ile de değerlendirilir. Albrektsson ve diğ. [21] yaptıkları çalışmada güvenilir bir osseointegrasyon için gereken altyapıyı şu şekilde sıralamışlardır:

- 1) İmplant malzemesinin biyouyumluluğu
- 2) İmplant yüzeyinin makroskobik ve mikroskobik özellikleri
- 3) İmplant yatağının sağlıklı ve kemik kalitesi olarak uygun olması
- 4) Cerrahi teknik

- 5) Düzgün bir iyileşme fazı
- 6) Sonraki protez dizaynı ve uzun dönem yükleme fazı

### **1.2.3. İmplant Malzemeleri**

İmplantlar mekanik yüklere maruz kalır ve canlı dokuyla doğrudan temas halindedirler. İmplant malzemeleri mekanik ve fiziksel ihtiyaçları karşılama gerektiği kadar biyolojik ihtiyaçları da karşılamalıdır. Biyolojik açıdan bakarsak, malzeme ile canlı doku arasındaki etkileşim minimal olmalı ki doku veya malzeme birbirinden etkilenmesin. Doku ile implant malzemesi arasındaki temas yüzeyinde oluşan biyolojik etkileşim çeşitli reaksiyonlarla sonuçlanabilir [3]. Bunlar: çözülme, korozyon, moleküllerin gaz yada sıvı fazdan katı yüzeye transferi şeklinde olur.

Diş hekimliğinde kullanılan malzemeler kimyasal açıdan metaller, seramik ve polimerler olarak sınıflandırılır. Biyodinamik hareketlerine bakılarak:

1) Biyotolerans: Kemik dokusu içerisine yerleştirildiklerinde, iyileşme süreci içerisinde etrafında fibröz bir bağ dokusu oluşur ve malzeme kemik dokusu ile doğrudan temas haline gelir.

2) Biyo inert: Kemik dokusu içerisinde yerleştirildiklerinde, iyileşme süreci içerisinde etrafında fibröz bir bağ dokusu oluşmaz ve malzeme ile kemik dokusu arasında doğrudan temas meydana gelir.

3) Biyoaktif: Kemik dokusu içerisine yerleştirildiklerinde, iyileşme süreci içerisinde doku kimyasal olarak bağlanır.

Hiçbir malzeme biyolojik çevreye tamamıyla uyumlu değildir. İmplant malzemeleri üç grup altında inceleyebiliriz.

#### **1.2.3.1. Metaller**

Altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt ve bunun gibi çeşitli metaller ve alaşımları dental implantların imalatında kullanılmış fakat çoğu metal, kötü doku reaksiyonları oluşturması sebebiyle uzun dönem başarı oranları düşük kalmış ve implant imalatı için alternatif arayışı içine girilmiştir. Titanyum ve alaşımları (çoğunlukla Ti-6Al-4V) implantların kemik içi bölümü için seçenek haline gelmiş; paslanmaz çelik, krom-kobalt ve altın alaşımları ise protez parçalarında kullanılmıştır [3].

Titanyumun implantın kemik içi parçasının yapımında kullanılmasının en önemli sebebi titanyumun sahip olduğu fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerdir. Titanyum reaktif bir malzemedir bu özelliğinden dolayı malzemenin diğer bir elektroda teması halinde yüzeyinde kendi kendine oluşan oksit tabakası sayesinde kimyasal reaksiyonlara karşı direnç gösterir. Titanyumun kemiğe yakın elastisite modülü değeri vardır. Titanyum kemik içinde pasif davranış göstermez, kemiğin pürüzlü yüzeye doğru gelişip metalle bağlantı oluşturmaya izin verir ve bunun sonucunda da kemikte bir sabitleme oluşur [3].

### **1.2.3.2. Seramikler**

Seramik malzemeler diş hekimliğinde farklı çeşitlerdeki implantlarda kullanılmıştır. Kalsiyum fosfat hidroksilapatit  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2(HA)$ , trikalsiyum fosfat  $(Ca(PO_4)_2)$  ve biyocamlar implant malzemeleri olarak kullanılmıştır. İmplantolojide seramikler kristal kemik vidalar ile kullanılmaya başlanmıştır. İmplantların mekanik ihtiyaçları göz önüne alınacak olursa, kalsiyum fosfat hidroksilapatit ve trikalsiyum fosfattan yapılmış implant vidası üzerine gelen yükleri taşımak için yeterli direnci yüksek kırılmalardan dolayı gösteremezler [3]. Seramikler implant üzerine gelen kuvvetlerde gerekli dayanımı gösteremedikleri için implant malzemesi olarak yaygın kullanımı yoktur.

### **1.2.3.3. Polimerler**

İmplant malzemesi olarak polimerler, poliüretan fiberler, polimetilmetakrilat reçineler kullanılmışlardır. Bu malzemelerin esnekliklerinin periodontal bağların küçük hareketlerini taklit edeceği ve doğal diş ile implant bağlantısının yapılabilmesine imkan sağlayacağı düşünülmüş fakat zayıf biyolojik ve mekanik özelliklerinden dolayı kullanımları sınırlı olmuştur. Günümüzde polimerler kuvvet kırıcı olarak implant üst yapılarında kullanılmaktadır [22].

### **1.2.4. Yüzey Özellikleri ve Kaplamaları**

İmplant ile kemiğin rijit bağlantısının sağlanması için mikroskobik yüzey özellikleri gereklidir. İmplant yüzeyleri, yeni kemik oluşumunu engellemek ve implantların üzerine gelecek zararlı kuvvetleri azaltmak amacıyla dizayn edilmiştir. Her

implantın trabeküler kemiğe sabitlenmesine ve kuvvetlerin dağılımına izin veren mikro pürüzlülüğe sahip olması gerekir. Davis [23], implantlardaki yeterli yüzey sertliğinin, kemiğin biyolojik yanıtını uygun hale getirdiğini göstermiştir.

Titanyum bir implantın yüzeyi farklı şekillerde kaplanmış olabilir. Bunlardan ilki titanyum plazma sprej kaplamadır. Bu kaplamada argon veya neon gazı eşliğinde, 15-20 bin °C ısıda titanyum partikülleri basınçla implant yüzeyine püskürtülürler. Bu fiziksel hale plazma denir ve bu partiküller implant yüzeyine düzensiz olarak yapışırlar ve % 50 mikron kalınlığında bir pürüzlü yüzey oluşur. Aynı zamanda implant yüzeyinin alanı 6-10 kat artırılmış olur. Pürüzlü yüzeyler, trabeküler kemik ile implant yüzeyi arasında güçlü bir fiziksel kilit oluşturmaya izin vererek kemik-implant arasındaki kontakları artırır. İmplant yüzeyinin kaplanmasında kullanılan bir başka malzeme de hidroksilapatittir. Bu malzeme biyoaktif özelliğinden dolayı, kemik hücrelerinin implant yüzeyine ulaşmalarını ve tutunmalarını kolaylaştırır.

### **1.2.5. Kemik Tip ve Özellikleri**

Kemik, hücreler arası maddesi üzerine inorganik tuzların çökelmiş olduğu; bu şekilde sağlamlık, esneklik gibi fiziksel özellikler kazanmış bir bağ dokusu çeşididir. Kemik yoğunluğuna göre kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongios) kemik olmak üzere iki tiptir. Trabeküler kemik, kortikal kemiğin altında bulunan gözenekli bir yapıda olup, kortikal kemiğe göre daha az yoğun ve serttir [3]. Kortikal kemik ise yoğun bir özelliğe sahip en dışta olan ve trabeküler kemiği çevreleyen tabakadır.

Diş hekimliğinde implant için uygun kemik oldukça önemlidir ve uygun görülen dişsiz sahanın dışarıdan yapısını ve hacmini anlatır. Buna ek olarak, kemiğin kalite ve yoğunluk olarak tanımlanan iç yapısı da kemiğin kuvvetini yansıtır. Dişsiz sahadaki uygun kemiğin yoğunluğu; tedavi planlamasında, implant tasarımında, cerrahi girişimde, iyileşme zamanında ve protetik yapım aşamasında, başlangıç kemik yüklemesi ile ilgili belirleyici faktördür. Zarb ve Schmitt implant uygulaması için kemik yapısının en önemli faktör olduğunu belirtmiştir [15].

### **1.2.5.1. Kortikal Kemik**

Kortikal kemiğin mekanik özellikleri, gözeneklilik oranı, mineralizasyon seviyesi, yoğunluğu, kollajen (kemiğin, kırırdağın ve bağ dokusunun içinde oluşan fibröz bir protein) lif oluşumu ve deformasyon hızı gibi faktörlere bağlıdır [25]. Kortikal kemiğin en yüksek kuvvet dayanımı, basınç gerilmesi için 170 MPa ve çekme gerilmesi için 100 MPa'dır [26]. Yoğunluğunun fazla olması, elastisite modülünü yükseltmekte ve dolayısıyla kemik direncinin artmasının yanı sıra fonksiyonel kuvvetler karşısında deformasyona karşı dayanıklı olmasını sağlamaktadır [27,28].

### **1.2.5.2. Trabeküler Kemik**

Trabeküler kemiğin mekanik özellikleri, gözeneklilik oranı (porozite), anizotropisi ve bireysel trabeküler dokuların malzeme özelliklerine bağlıdır. Trabeküler kemiğin kuvvet dayanımı çekme ve basınç gerilmelerinde aynıdır ve yaklaşık 2-5 MPa arasındadır [26].

Kemik kalitesi, implant başarısı için hem cerrahi hem de fonksiyonel aşamalarda en önemli faktör olarak kabul edilmektedir. Bu sebeple zayıf kalitedeki kemikte aşırı yükler implant ömrü için klinik olarak endişe verici bir durumdur [29].

### **1.2.6. İmplant Destekli Protezler**

Overdentureler, doğal dişlerin varlığında "diş üstü protezler" adı da verilen, implantların varlığında ise implantlar ve bağlantı parçalarıyla üzerine oturduğu, yumuşak dokulardan destek aldığı için, iki farklı kökenden türeyen anlamına gelen 'hibrid' kelimesinin kullanıldığı, hibrid protezler ya da temel desteği implantlarla sağlanmakla birlikte yumuşak dokular tarafından da desteklenen, doku destekli protezler diye de adlandırılan protezlerdir.

İmplant üstü bir protez denildiğinde akla ilk olarak sabit protez gelmektedir. Fakat sabit protez implant üstü protez için tek seçenek olmamalıdır. Özellikle alt çenede tam dişsizlik vakalarında interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar ile planlanan overdenture türü protezler, protezin sabitliği açısından çok iyi sonuçlar vermiştir [16].

İleri ve başarılı osseointegrasyon teknikleri sayesinde implantlar diş köküyle aynı şekilde kullanılmakta ve overdenture (diş üstü) protezlerin toplanması için güvenilir

destekler olarak görülmektedir. Bu tip protezlerde kullanılan tutucular üç ana gruba ayrılır: barlı tutucular, topuz başlı tutucular, mıknatıslı tutuculardır [3]. Tutucuların seçimi, temel olarak alt çenenin anatomik durumuyla ilgilidir.

**1) Barlı Tutucular:** Barlı tutucuların destekleri birbirine bağlayarak gelen kuvvetlerin implantlar arasında paylaşımını sağlama, yükleri bar ve geniş protez yardımıyla çene kemiğine yayma gibi avantajlarının yanı sıra; plak birikimi, yapım, yenileme ve tamir zorluğu gibi dezavantajları vardır [30]. Şekil 1.4'de barlı tutuculara örnek verilmiştir.



Şekil 1.4. Barlı tutucular

Bar tutuculardan kalan kemiğin miktarına ve kalitesine bağlı olarak iki, üç ya da dört implant destekten faydalanılır. İmplantların uygulanabilmesi için dikey boyutun yeterli olması ve barın mukozanın 2-3 mm yukarısında seyretmesi gerekir. Bar overdenture proteze klips adı verilen metal yada plastik küçük bağlantı parçaları ile bağlanır. Bu bağlantı parçaları akril veya metalden yapılmış klipsler, dişi veya erkek ataşmanlar ya da mıknatıslar şeklinde olabilir [30]. Şekil 1.5 de bar destekli ve mıknatıs ataşmanlı model verilmiştir.



Şekil 1.5. Bar destekli mıknatıs ataşmanlı model

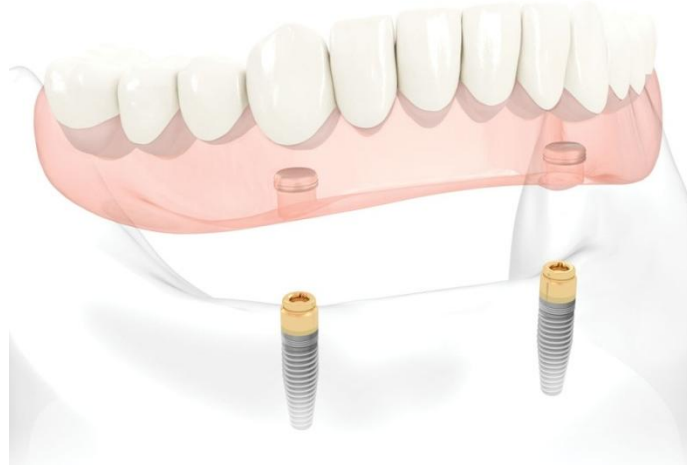
İmplant üstü overdenturelerde kullanılan barlar kesitlerine göre; armut kesitli (dolder bar), anahtar deliği kesitli (hader bar) ve dairesel kesitli olmak üzere üç başlıkta toplanabilirler [3].

**2) Topuz Başlı Tutucular:** Barlara göre daha az yer kaplamalarına rağmen yeterli tutuculuk, sabitlik ve destek sağlarlar. Barlı tutuculara göre dokudan daha çok destek alırlar. Şekil 1.6'da topuz başlı tutuculara örnek verilmiştir.



Şekil 1.6. Topuz Başlı Tutucular

**3) Mıknatıs Tutucular:** Ağız içindeki dokulara etkilerinin incelenmesi sonucu malzeme olarak bugün sıklıkla kobalt/samaryum mıknatıs alaşımları tercih edilmektedir. Serbest olarak kayma yaptıkları için destekler üzerindeki yanal gerilmeleri azaltmakta, paralelliğin önemli olmaması gibi avantajları olan mıknatıslı tutucuların en önemli dezavantajı azalan tutuculuktur. Mıknatıs tutuculara örnek Şekil 1.7 de verilmiştir.



**Şekil 1.7.** Miknatıslı Tutucular

Overdenture türü protezlerin yapımında üzerinde durulması gereken hassas bir nokta, yerleştirilecek implantların sayısı ve yeridir. Her iki tarafa da gelecek yük dağılımının eşit olmasını sağlamak üzere, implantların orta hattan eşit uzaklıkta olması gerekir. Protetik planlamaya göre her bir tarafa 1, 2 veya daha fazla implant yerleştirilebilir; fakat orta hat üzerine implant yerleştirilmemesi gerekir. Diş üstü protezlerde destek için en az 2 implanta ihtiyaç vardır [16]. Şekil 1.8 ve Şekil 1.9 implant üstü sabit protezler için kullanılan modellere örnek olarak verilmiştir.



**Şekil 1.8.** Dört implant destekli sabit protez



**Şekil 1.9.** Beş implant destekli sabit protez

İmplant destekli diş üstü protezlerde, implantların boy ve sayısının seçiminde kemiğin kalite ve gözeneklilik oranı temel faktördür. İmplant destekli diş üstü protezlerde isteğe bağlı olarak bar ile birbirine bağlandığı gibi ayrı ayrıda bırakılabilirler. Doğal dişlerde olduğu gibi, tek başına olan abutmentlerin fazla yüklemekten korumak amacıyla abutmentler arasında bağlantı yapılması tercih edilmektedir. Bu sayede implantları fazla yüklemekten korumak amacıyla implantlar arasında bağlantı yapılması tercih edilmektedir.

Dişsiz alt çeneye 2 veya 4 implantın kullanıldığı tedavi uygulanmaktadır ve barlı tutucu kullanılarak implantlar birbirine bağlanmaktadır. Barlı tutucuların kullanıldığı protezlerin planlaması sırasında dikkat edilmesi gereken noktalar vardır. Barın uzunluğu arttıkça çiğneme kuvvetlerinin implantlar üzerinde oluşturacağı moment etkileri de artar. Yükseklik arttıkça, kuvvetlerin moment etkisinin artacağı göz önünde bulundurularak, implant üzerindeki abutmentler ile barın toplam yüksekliği en az olacak şekilde planlanmalıdır. Barlı tutucularda bu özelliklere dikkat edilmelidir [25].

İdeal bir sonuç elde etmek ve diş implantlarının uzun dönemde ağızda kalmasını sağlamak için, genelde implant aksının, doğal dişin aksını taklit edip okluzal (dişlerin çiğneyici yüzeyleri) düzleme dik olması tavsiye edilir. İmplantların çene kemiğine yerleştirirken yapısal sabitlik ve üst yapının hassas olarak oturtulabilmesi için, mümkün olduğunca paralel yerleştirme gerekmektedir. İmplantın yerleşim açısı veya eğimi biyomekanik açıdan çok önemlidir [25].

### 1.3. SONLU ELEMANLAR METODU

Sonlu elemanlar metodu, fizik ve mühendislikte karşılaşılan birçok problemin çözümünde kullanılan en yaygın ve en etkin sayısal yöntemlerden birisidir [31]. “Sonlu Elemanlar Yöntemi” ismi yeni verilmiş olmasına rağmen, arkasındaki temel fikir yüzyıllar öncesine dayanmaktadır. Eski matematikçiler, bir çemberin çevre uzunluğunun bulunması problemini etrafına poligon çizerek çözmüşlerdir. Poligonun köşe sayısı ne kadar artırırsa sonuca o kadar yaklaşılmaktadır. Burada poligonun kenarları sonlu elemanlar olarak kabul edilmektedir. Bu yöntemin özellikleri günümüzdeki tüm sonlu elemanlar metodu problemleri için geçerlidir [32].

Sonlu elemanlar yöntemi gerçek olarak genel sınır koşullarına sahip karmaşık veriler içeren, mühendislik problemleri için gerçek değerlere yaklaşık çözümler üreten güçlü bir sayısal metot olarak tanımlanmıştır. Sonlu elemanlar metodu, çeşitli mühendislik alanları içinde bir fiziksel olgunun modellenmesinde ya da dizaynında ana adımlardan birisi olmuştur [33].

Sonlu elemanlar metodu matematikçilerden ziyade daha çok mühendisler tarafından geliştirilmiştir. Metot ilk olarak gerilme analizi problemlerine uygulanmıştır. Tüm bu uygulamalarda bir büyüklük alanının hesaplanması istenmektedir. Gerilme analizinde bu değer deplasman alanı veya gerilme alanı; ısı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akısı; akışkan problemlerinde ise basınç dağılımları veya hız profilleridir. Hesaplanan büyüklük alanının almış olduğu en büyük değer veya en büyük gradyen pratikte özel bir öneme sahiptir [31].

Sonlu elemanlar metodunda yapı, davranışı daha önce belirlenmiş olan sonlu sayıda birim elemana bölünür. Elemanlar “düğüm” adı verilen noktalarda tekrar birleştirilir. Noktalar genellikle elemanların birleştiği eleman sınırında bulunurlar. Gerçek değerleri bilinmeyen yer değiştirme, gerilme, sıcaklık, basınç ya da hız değerlerinin bir sonlu eleman modeli içindeki etki alanları basit bir fonksiyon ile yaklaşık olarak tahmin edilir. Bu enterpolasyon model olarak isimlendirilen yaklaşık fonksiyonlar, noktalardaki değerleri belirlemek için tanımlanırlar. Bu şekilde cebirsel bir denklem takımı elde edilir. Gerilme analizinde bu denklemler noktalardaki denge denklemleridir. İncelenen probleme bağlı olarak bu şekilde yüzlerce hatta binlerce denklem elde edilir. Bu denklem çözümü ise bilgisayar kullanımını zorunlu kılmaktadır [31,33].

Sonlu elemanlar metodunun temel prensibi, öncelikle bir elemana ait sistem özelliklerini içeren denklemlerin çıkartılıp tüm sistemi temsil edecek şekilde eleman denklemlerini birleştirerek sisteme ait lineer denklem takımının elde edilmesidir. Bir elemana ait denklemlerin elde edilmesinde değişik metodlar kullanılabilir. Bunlar içinde en çok kullanılan dört temel yöntem şunlardır:

**I)Direkt yaklaşım:** Bu yaklaşım daha çok tek boyutlu ve basit problemler için uygundur.

**II)Varyasyonel yaklaşım:** Bir fonksiyonelin ekstremize yani maksimum ve minimum edilmesi demektir. Katı cisim mekaniğinde en çok kullanılan fonksiyoneller potansiyel enerji prensibi, komplementer (tümleyen) potansiyel enerji prensibi ve Reissner prensibi olarak sayılabilir. Fonksiyonelin birinci türevinin sıfır olduğu noktada fonksiyonu ekstremize eden değerler bulunur. İkinci türevinin sıfırdan büyük veya küçük olmasına göre bu değerler maksimum veya minimum olduğu anlaşılır.

**III)Ağırlıklı kalanlar yaklaşımı:** Bir fonksiyonun çeşitli değerler karşılığında elde edilen yaklaşık çözümü ile gerçek çözüm arasındaki farkların bir ağırlık fonksiyonu ile çarpılarak toplamlarını minimize etme işlemine "ağırlıklı kalanlar yaklaşımı" denir. Bu yaklaşım kullanılarak eleman özelliklerinin elde edilmesinin avantajı, fonksiyonellerin elde edilemediği problemlerde uygulanabilir olmasıdır.

**IV)Enerji dengesi yaklaşımı:** Bir sisteme giren ve çıkan termal veya mekanik enerjilerin eşitliği ilkesine dayanır. Bu yaklaşım bir fonksiyonele ihtiyaç göstermez. Sonlu elemanlar metodu ile problem çözümünde kullanılacak olan yaklaşım çözüm işleminde izlenecek yolu değiştirmez. Çözüm yöntemindeki adımlar şunlardır:

- a) Cismin sonlu elemanlara bölünmesi,
- b) İnterpolasyon fonksiyonlarının seçimi,
- c) Eleman direngenlik matrisinin teşkili,
- d) Sistem direngenlik matrisinin hesaplanması,
- e) Sisteme etki eden kuvvetlerin bulunması,
- f) Sınır şartlarının belirlenmesi,
- g) Sistem denklemlerinin çözümü.

Sonlu eleman probleminin çözümünde ilk adım eleman tipinin belirlenmesi ve çözüm bölgesinin elemanlara ayrılmasıdır. Çözüm bölgesinin geometrik yapısı belirlenerek bu geometrik yapıya en uygun gelecek elemanlar seçilmelidir. Seçilen elemanların çözüm

bölgesini temsil etme oranında, elde edilecek neticeler gerçek çözüme yaklaşmış olacaktır. Sonlu elemanlar metodunda kullanılan elemanlar boyutlarına göre dört kısma ayrılabilir:

**a) Tek boyutlu elemanlar:** Bu elemanlar tek boyutlu olarak ifade edilebilen problemlerin çözümünde kullanılır.

**b) İki boyutlu elemanlar:** İki boyutlu (düzlem) problemlerinin çözümünde kullanılırlar. Bu grubun temel elemanı üç düğümlü üçgen elemandır. Üçgen elemanın altı, dokuz ve daha fazla düğüm ihtiva eden çeşitleri de vardır. Düğüm sayısı seçilecek interpolasyon fonksiyonunun derecesine göre belirlenir. Üçgen eleman, çözüm bölgesini aslına uygun olarak temsil etmesi bakımından kullanışlı bir eleman tipidir. İki üçgen elemanın birleşmesiyle meydana gelen dörtgen eleman, problemin geometrisine uyum sağladığı ölçüde kullanışlılığı olan bir elemandır. Dört veya daha fazla düğümlü olabilir. Dörtgen eleman çoğu zaman özel hal olan dikdörtgen eleman şeklinde kullanılır.

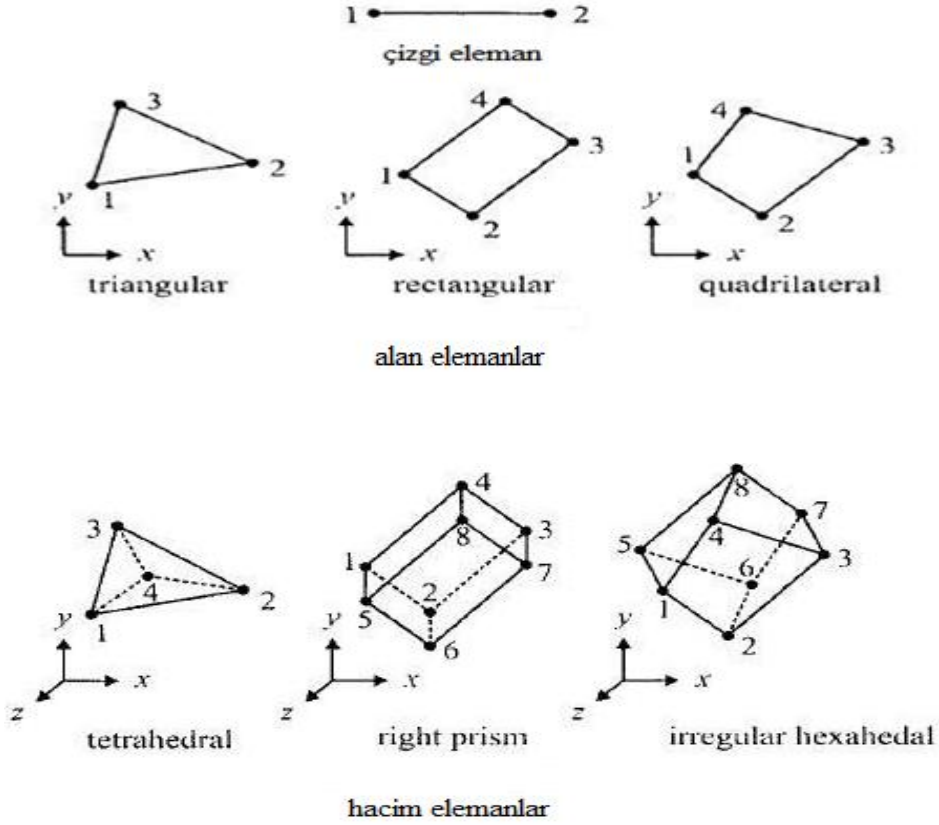
**c) Dönel elemanlar:** Eksenel simetrik özellik gösteren problemlerin çözümünde dönel elemanlar kullanılır. Bu elemanlar bir veya iki boyutlu elemanların simetri eksenini etrafında bir tam dönme yapmasıyla oluşurlar. Gerçekte üç boyutlu olan bu elemanlar, eksenel simetrik problemleri iki boyutlu problem gibi çözüme olanağı sağladığı için çok kullanışlıdır.

**d) Üç boyutlu elemanlar:** Bu grupta temel eleman üçgen piramittir. Bunun dışında dikdörtgenler prizması veya daha genel olarak altı yüzeyle elemanlar, üç boyutlu problemlerin çözümünde kullanılan eleman tipleridir.

**e) İzoparametrik Elemanlar:** Çözüm bölgesinin sınırları eğri denklemleri ile tanımlanmışsa, kenarları doğru olan elemanların bu bölgeyi tam olarak tanımlaması mümkün değildir.

Böyle durumlarda bölgeyi gereken hassasiyette tanımlamak için elemanların boyutlarını küçültmek, dolayısıyla adetlerini artırmak gerekmektedir. Bu durum çözülmesi gereken denklem sayısını artırır, dolayısıyla gereken bilgisayar kapasitesinin ve zamanın büyümesine sebep olur. Bu olumsuzluklardan kurtulmak için, çözüm bölgesinin eğri denklemleri ile tanımlanan sınırlarına uyum sağlayacak eğri kenarlı elemanlara ihtiyaç hissedilmektedir. Böylece hem çözüm bölgesi daha iyi tanımlanmakta hem de daha az sayıda eleman kullanılarak çözüm yapılabilir. Bu elemanlar üzerindeki düğüm noktaları bir fonksiyon ile tanımlanır. İzoparametrik sonlu elemanın özelliği, her noktasının konumunun ve yer değiştirmesinin aynı mertebeden aynı şekil (interpolasyon)

fonksiyonu ile tanımlanabiliyor olmasıdır. Sonlu elemanlar metodunda kullanılan ana elemanlar Şekil 1.10' da görülmektedir.



Şekil 1.10. Nokta sayıları ile birlikte çizgi, alan ve hacim eleman çeşitleri

#### 1.4 GERİLME ANALİZİ VE AKMA KRİTERLERİ

Malzeme davranışı  $\sigma = E \cdot \varepsilon$  ile verilen Hook yasasına uygun olarak ele alınmıştır. Buna göre uygulanan yük kaldırıldığında malzeme başlangıç boyutlarına geri dönmektedir. Bu durum elastik davranış olarak da adlandırılır. Oysa özellikle metalik malzemeler belirli bir yüklemekten sonra kalıcı şekil değişimine uğrarlar. Plastik şekil değişimine uğramış olan elemandan yüklemeyi kaldırdığında yalnızca elastik şekil değişimleri kalkar. Belirli bir seviyede gerilme dağılımına ulaşıldığında malzeme eski haline dönemeyen gerinim gösterir ve bu sırada malzemede akma meydana gelir. Akma kriteri, meydana gelen elastik deformasyondan plastik deformasyona geçişte gerilme dağılımlarının hangi kombinasyonlarda olduğunu belirtir.



C'nin değerini bulabilmek için tek yönlü çekme testinde bir durum ele alınabilir. Bu testte akma,  $\sigma_1$  değeri akma mukavemetine eşit olduğunda gerçekleşir;

$\sigma_1=Y$ ,  $\sigma_2=0$  ve  $\sigma_3=0$  şartları üstteki denkleme yerleştirilirse;

$$2Y^2=C \text{ elde edilir.}$$

Saf kayma durumu da ele alınırsa;

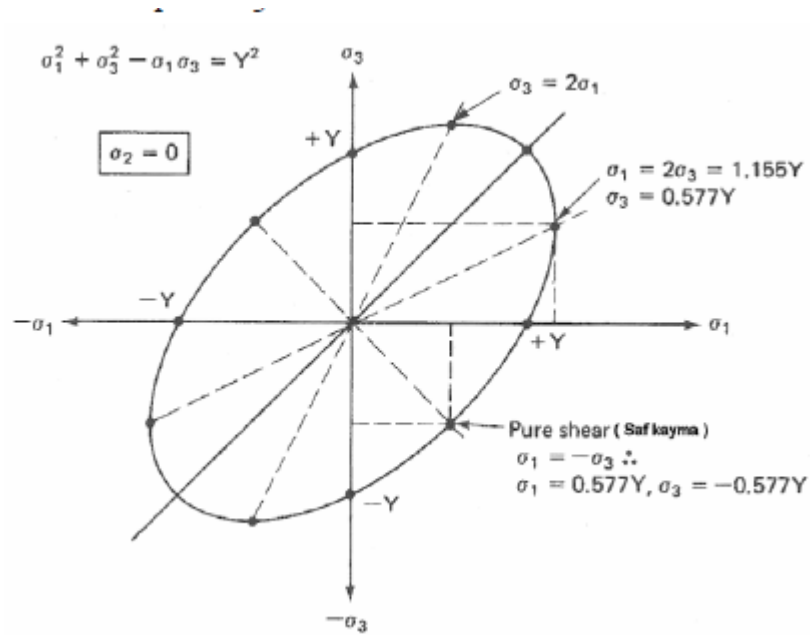
$\sigma_1=k$ ,  $\sigma_2=0$  ve  $\sigma_3=-\sigma_1$  şartlarında

$$6k^2=C \text{ elde edilir.}$$

Sonuç olarak üç boyutlu gerilme için;

$$(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + 6(\tau_x^2 + \tau_y^2 + \tau_z^2) = 2Y^2 = 6k^2 \text{ elde edilir.}$$

Şekil 1.12 de Von mises akma yörüngesi verilmiştir.

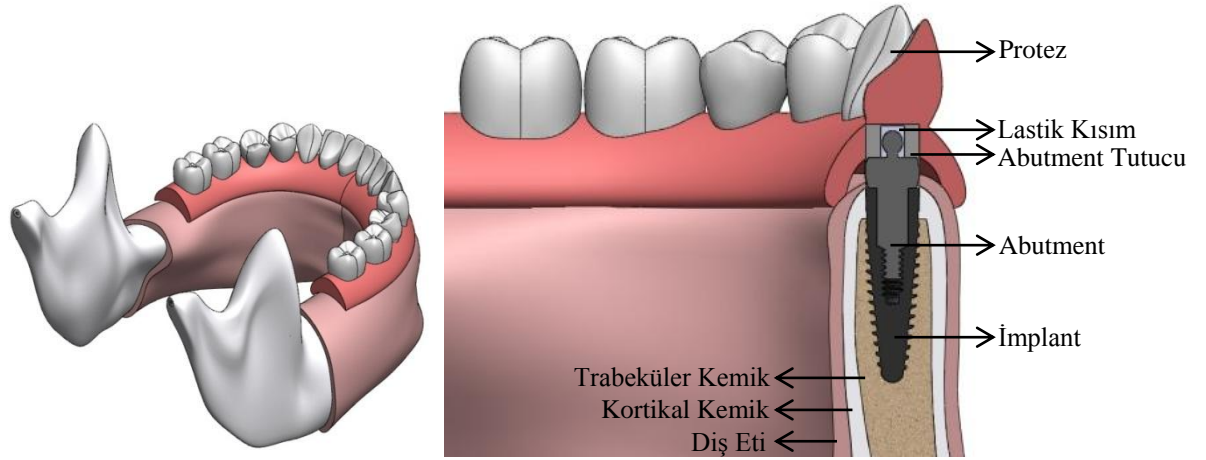


Şekil 1.12. Von mises akma yörüngesi

## 2. MATERYAL VE METOD

Gelişen bilgisayar teknolojileri çok kapsamlı ve hassas hesaplamaların hızlı ve gerçekçi şekilde çözülmesine imkân vermektedir. Birçok hesaplamanın yapılması gereken sonlu elemanlar metodunun uygulanması için bir çok bilgisayar programı geliştirilmiştir. ANSYS bu programların sıklıkla kullanılanlarından birisidir. ANSYS programının katı cisim modelleme aracı uzun uğraş gerektirmesi ve her ihtiyaca cevap vermemesi sebebiyle bilgisayar destekli tasarım programları ile ortak kullanımına sıklıkla rastlanır. Bu çalışmada Solidworks 2012 programı kullanılarak katı modelleri oluşturulan implant ve insan alt çene kemiği ANSYS Workbench programına aktarılarak sonlu elemanlar analizleri gerçekleştirilmiştir.

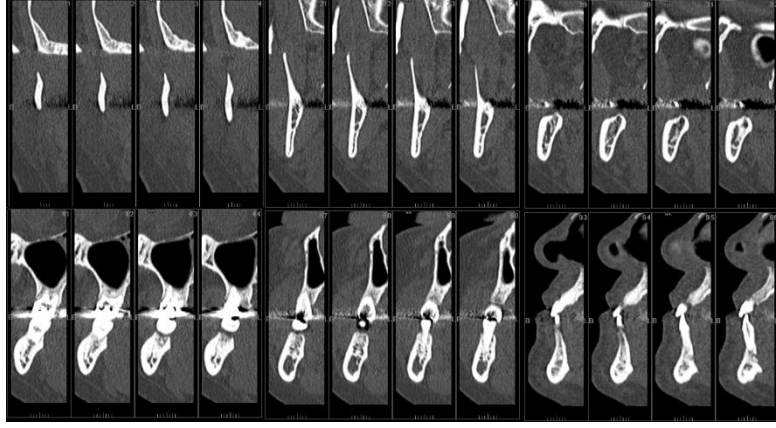
Oluşturulan modellerin montajı implantlar düşey yerleştirilerek yapılmış ve modeller tamamlanmıştır. Şekil 2.1 modelin montajlı halini ve implant yerleştirilen bölgeden alınan kesiti göstermektedir. Montajda kullanılan her bir parçanın nasıl modellendiği aşağıda açıklanmıştır.



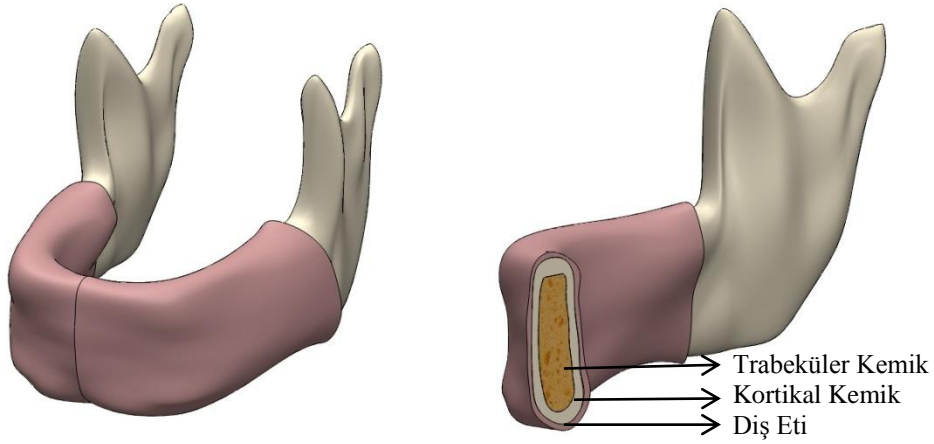
Şekil 2.1. Oluşturulan model ve kesit görüntüsü

### 2.1. İnsan Alt Çene Kemiğinin Modellenmesi

Bilgisayarlı Tomografi cihazıyla üç boyutlu görüntü elde edilebilmesi mümkündür. Bu methoda 1.5-2 mm'lik aralıklarla kemik kesitlerinin incelenmesi yapılır. Böylece arzu edilen bölgede kemiğin miktarı milimetrik olarak elde edilebilir. Yapılan çalışmada bilgisayarlı tomografi ile elde edilen kemik kesit görüntüleri Solidworks programıyla çizilerek katı cisme dönüştürüldü.



Şekil 2.2 Bilgisayarlı tomografi görüntüsü

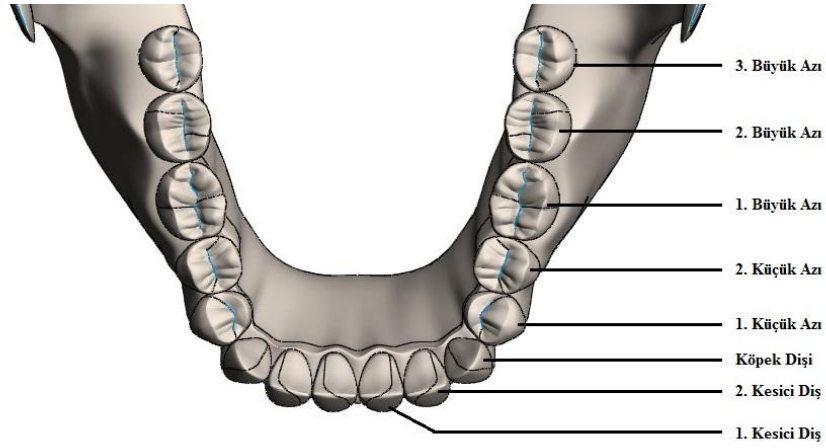


Şekil 2.3. Solidworks programında oluşturulan çene kemiği ve diş etinin katı modeli ve kesit görünümü

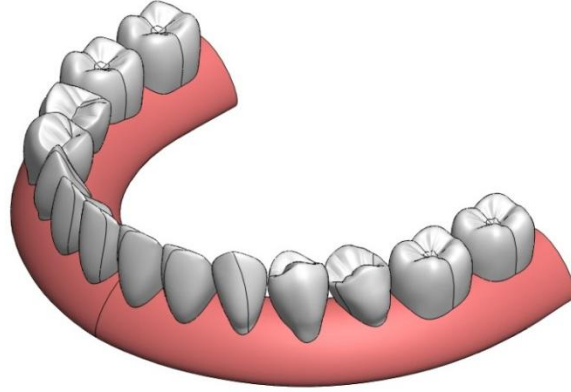
İnsan kemiği kortikal ve trabeküler olmak üzere iki farklı tür kemiğin içi içe geçmesiyle oluşur. Kortikal kemik daha sert ve mukavim bir yapıya sahipken kortikal kemik tarafından çevrelenen trabeküler kemik daha süngerimsi bir yapıya sahip ve daha dayanıksızdır.

## 2.2. Diş Protezinin Modellenmesi

Çene kemiği gibi diş protezi de bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak çene kemiğine uygun ölçülerde modellendi. İnsan alt çenesinde genelde 16 diş bulunmaktadır (Şekil 5.2.1). Bunlar, 2 tane birinci kesici diş, 2 tane ikinci kesici diş, 2 tane köpek dişi, 2 tane birinci küçük azı dişi, 2 tane ikinci küçük azı dişi, 2 tane birinci büyük azı dişi, 2 tane ikinci büyük azı dişi, 2 tane üçüncü büyük azı (akıl) dişi. Ancak tam dişsiz vakalarda diş protezi oluşturulurken genellikle 14 dişli protezler tercih edilir [11]. Şekil 2.5 de oluşturulan protez modeli görülmektedir.



Şekil 2.4 İnsan çenesi



Şekil 2.5 Oluşturulan protezin katı modeli

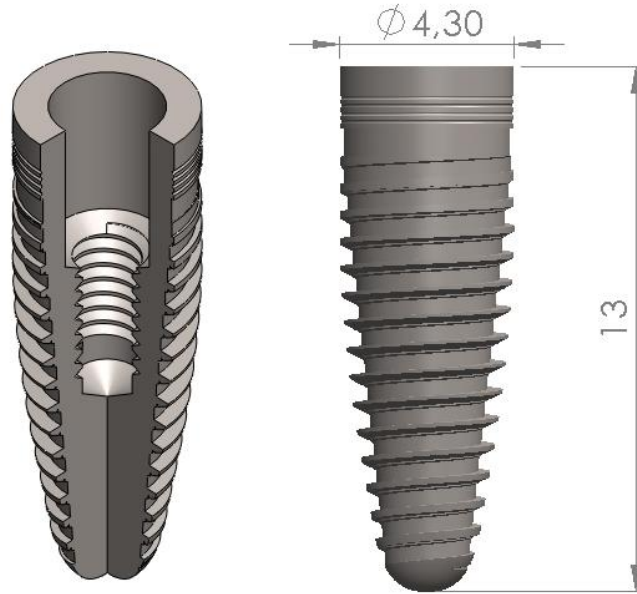
### 2.3. İmplant ve Topuz Başlı Tutucunun Modellenmesi

Farklı firmalar tarafından farklı dental implant modelleri geliştirilmektedir. Klinik olarak kullanılan farklı firmalara ait bazı implant modelleri Şekil 2.6’da verilmiştir. İmplant işlemi sırasında kullanılacak implantın çapını ve boyunu belirleyici olan kemik kalınlığı ve çene müsaitliğidir. İmplant çapındaki artış, oluşacak gerilme değerinin azalmasını sağlar. İmplantlarda oluşan gerilmeler genellikle implantın boyun bölgesinde oluşacağından, geniş çaplı implantların kullanılması gelen kuvvetlerin daha iyi dağıtılmasını sağlar. İmplant uzunluğunun gerilme üzerindeki etkisinin implant çapının gerilme üzerindeki etkisinden daha az olduğu Himmlova ve arkadaşları tarafından tespit edilmiştir[34].



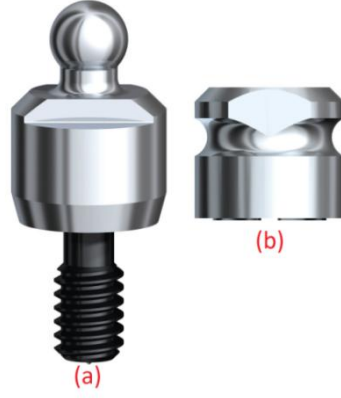
Şekil 2.6 Klinik olarak kullanılan implant örnekleri

Gerçekleştirilen çalışmada Nobel Biocare firmasına ait 4.3 mm çapında ve 13 mm boyunda Nobel Replace model implant kullanılmıştır. İmplantın katı modeli ve ön görünüşü Şekil 2.7 de verilmiştir.



Şekil 2.7 Nobel Replace model implant

Nobel Biocare firması Nobel Replace modeline uyumlu topuz başlı tutucu üretmiştir. Şekil 2.8 de çalışmada kullanılan topuz başlı tutucu ve protez içerisinde kalan kısım görülmektedir.

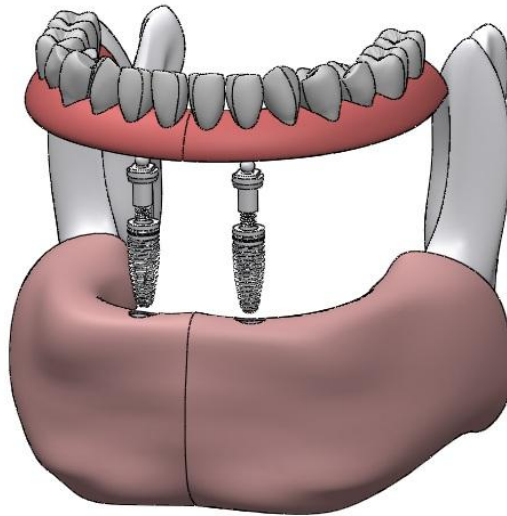


Şekil 2.8 (a) Topuz başlı tutucu ve (b) protez içinde kalan kısım

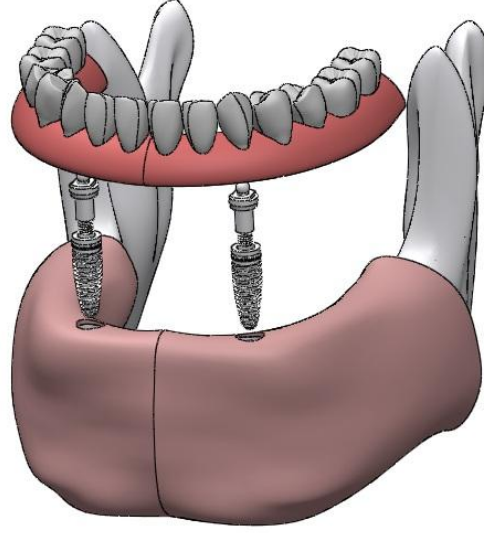
## 2.4 Yerleşim Düzenleri

İmplant destekli protezlerin sabitlenmesi amacıyla kullanılan implantların yerleşiminde farklı modeller kullanılır. Bunlardan en çok tercih edilenler 2 veya 4 implantın farklı bölgelere yerleştirilmesi ile oluşturulan modellerdir. Çalışmada kullanılan yerleşim düzenleri aşağıda verilmiştir.

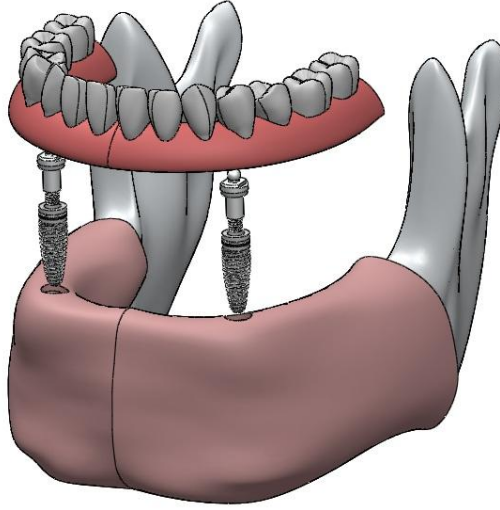
1. 2 İmplantın ikinci kesici dişlerin altına yerleştirilmesi (2I).
2. 2 İmplantın köpek dişlerinin altına yerleştirilmesi (2C).
3. 2 İmplantın birinci küçük azı dişlerin altına yerleştirilmesi (2PM).
4. 4 İmplantın ikinci kesici dişler ile birinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirilmesi (4IPM).
5. 4 İmplantın köpek dişleri ile ikinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirilmesi (4CPM).



Şekil 2.9 İki implantın ikinci kesici dişlerin altına yerleştirildiği model (2I Modeli)

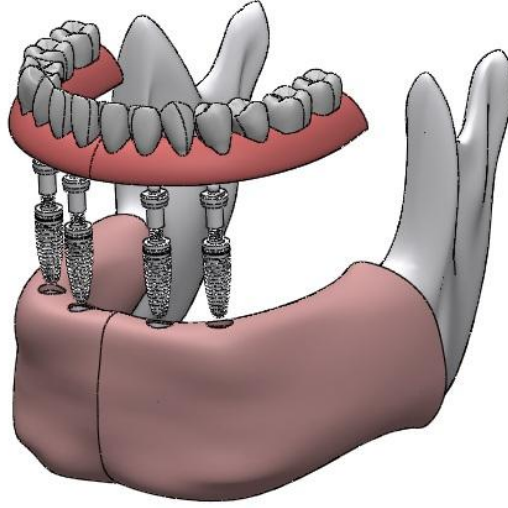


**Şekil 2.10** İki implantın köpek dişlerinin altına yerleştirildiği model (2C Modeli)

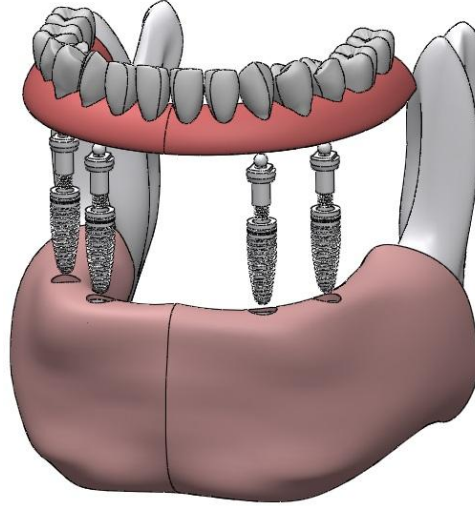


**Şekil 2.11** İki implantın birinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirildiği model (2PM Modeli)

İmplant destekli protezlerde destek olarak kullanılacak implant sayısı üzerine birçok araştırma yapılmıştır. Tedavi planlamasında uygulanacak protezi destekleyecek implant sayısını belirlemek en zor kararların başında gelmektedir. Batenburg ve arkadaşları yaptıkları araştırmada alt çene tam dişsiz vakalarda protez destek implant sayısının 2 ile 4 arasında değiştiğini bildirmişlerdir [35]. Burns implant destekli hareketli protezlerde genelde 2 veya 4 implantın tercih edildiğini, iki implantın minimum olduğunu artan implant sayısının destek görevini mukozadan implantlara kaydırıldığını bildirmiştir [36].



**Şekil 2.12** Dört implantın ikinci kesiciler ile birinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirildiği model (4IPM Modeli)



**Şekil 2.13** Dört implantın köpek dişleri ile ikinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirildiği model (4CPM Modeli)

## 2.4 Malzeme Özellikleri

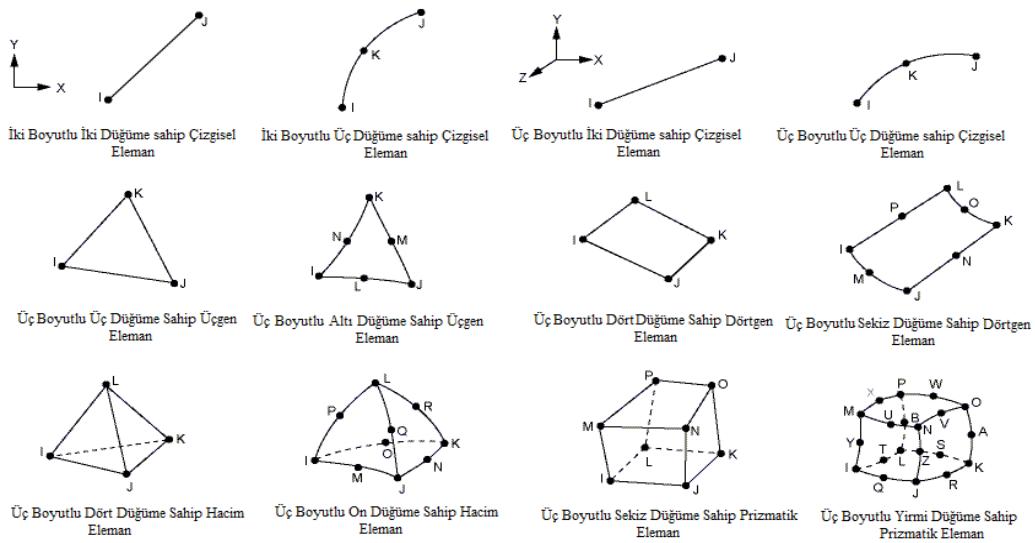
Çalışmada kullanılan malzeme ve dokular farklı mekanik ve fiziksel özellikler göstermektedir. Bu malzemeler izotropik ve homojen kabul edilmiş ve Elastisite modülleri ve Poisson oranları literatürden temin edilmiştir. İmplant malzemesi olarak sıklıkla kullanılan Ti6Al4V alaşımının yanında Zirkonyum alaşımları da kullanılır. Farklı malzemenin gerilmeye etkisini incelemek amacıyla implant malzemesi olarak Ti6Al4V ve Zirkonyum kullanılmıştır. Tablo 2.1 de çalışmada kullanılan malzemelerin Elastisite modülleri ve Poisson oranları verilmiştir.

**Tablo 2.1** Malzeme özellikleri

Malzeme	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Titanyum Alaşımı [9,39,41]	110,000	0.35
Zirkonyum [42]	210,000	0.19
Protez [9]	2,940	0.3
Kortikal Kemik [39,40]	13,700	0.3
Trabeküler Kemik [39,40]	1,370	0.3
Lastik [9]	15	0.4
Diş Eti [9,38,39]	1	0.3

## 2.5 Sonlu Eleman Modellerinin Oluşturulması

Solidworks 2012 programı kullanılarak oluşturulan katı modeller ANSYS 12.0 Workbench programına aktarılarak malzeme özellikleri tanımlanmış ve sonlu eleman modelleri oluşturulmuştur. Ağ yapıları oluşturulurken eleman tipi olarak ANSYS kütüphanesinden Mesh200 eleman tipi kullanılmıştır. Mesh200 eleman tipi iki ve üç boyutlu numuneleri tanımlamaya olanak tanıyan farklı geometrik özelliklere ve farklı düğüm sayılarına sahiptir. Şekil 2.14 de Mesh200 elemanının farklı geometrileri ve düğüm sayıları verilmiştir.



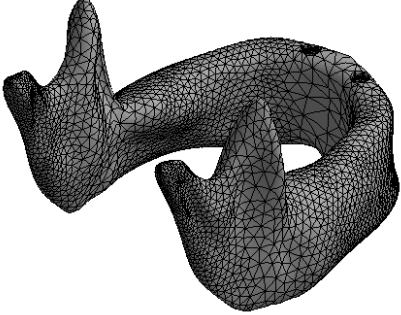
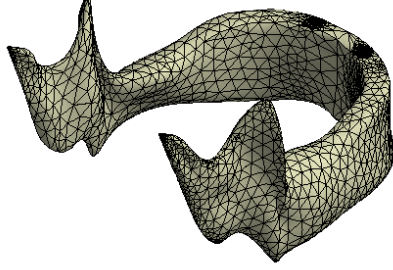
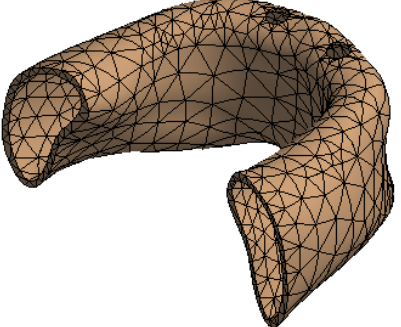
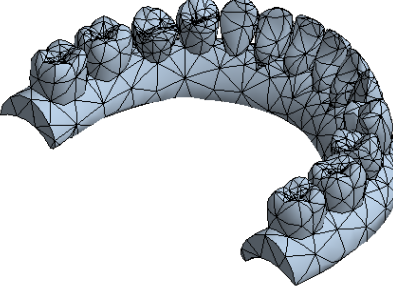

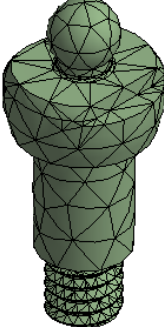
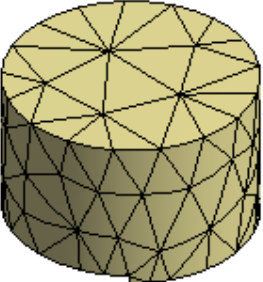
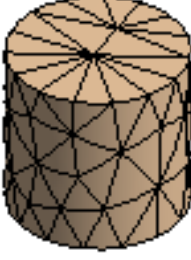
**Şekil 2.14** Mesh200 Eleman tipinin farklı geometrileri ve düğüm sayıları

Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gerilme analizi mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözülmesinde kullanılan bir yöntemdir. Genel anlamda; bütün haldeki problemin, daha küçük alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözümünün sağlanması ve sonuçta bütünün çözümlendiği tüme varım ilkesine göre yürütülen bir metoddur. Analiz edilecek sistem sonlu sayıda elemana ayrılarak, elemanlar için denklemler elde edilir. Bu denklemler çözülür ve çözümler birleştirilerek sistemin genel çözümü elde edilir. Bu elemanların tipi ve büyüklüğü yapılacak analizin başarısını doğrudan etkiler [43]. Eleman sayısı ve tipinin belirlenmesinde incelenen modelin yapısal karakteri ve bilgisayarın kapasitesi belirleyici olmaktadır. Modelin daha fazla elemana bölünmesi gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesini sağlarken işlem süresinin artmasına hatta bilgisayarlarda kapasite aşımı nedeniyle çözümün yapılamamasına sebep olabilmektedir. Oluşturulan modellerde farklı yerleşim yerleri ve farklı implant sayıları kullanıldığından her model farklı eleman ve düğüm sayısına sahiptir. Modellere ait eleman ve düğüm sayıları ve 2I ve 4IPM modellerinin sonlu elemanlara bölünmüş halleri aşağıda verilmiştir.

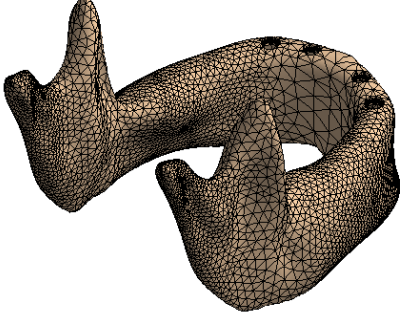
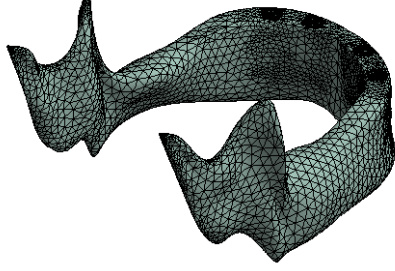
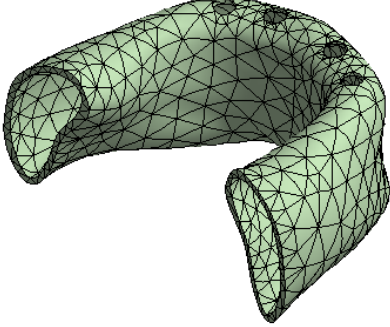
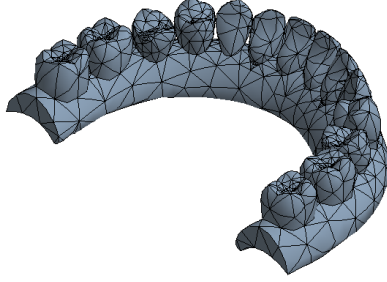
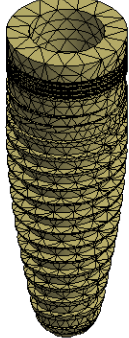
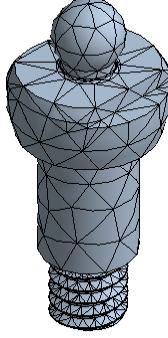
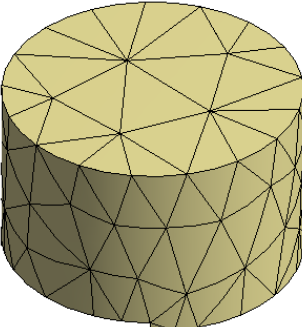
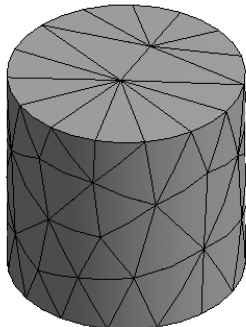
**Tablo 2.2** Eleman ve düğüm sayıları

<b>İmplant Sayısı</b>	<b>Model No</b>	<b>İmplant Yeri</b>	<b>Eleman Sayısı</b>	<b>Düğüm Sayısı</b>
<b>2</b>	2PM	Birinci Küçük Azılar	150,833	253,922
<b>2</b>	2C	Köpek Dişleri	154,231	259,732
<b>2</b>	2I	İkinci Kesici Dişler	157,668	267,025
<b>4</b>	4IPM	İkinci Kesici Dişler ve Birinci Küçük Azılar	309,243	514,056
<b>4</b>	4CPM	Köpek Dişleri ve İkinci Küçük Azılar	433,733	695,612

**Tablo 2.3** 2I Modeline ait ađ yapısı

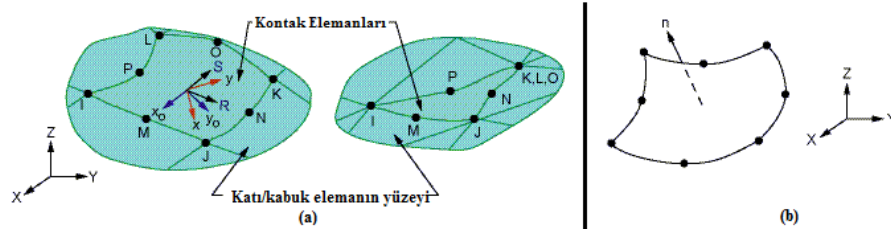
	
Kortikal Kemik	Trabeküler Kemik
	
Diş Eti	Protez
	
İmplant	Topuz Başlı Abutment
	
Abutment Tutucu	Lastik Kısım

**Tablo 2.4** 4IPM Modeline ait ağ yapısı

	
Kortikal Kemik	Trabeküler Kemik
	
Diş Eti	Protez
	
İmplant	Topuz Başlı Abutment
	
Abutment Tutucu	Lastik Kısım

## 2.6 Temas Elemanları

Sonlu eleman modelleri ile birlikte oluşturulan kontak elemanları yüzey yüzeye temas halinde çalışan kısımların yük ve şekil değiştirmelerini birbirlerine iletmelerini sağlar. Modellerde kontak elemanı olarak CONTA 174, hedef eleman olarak TARGE 170 kullanılmıştır. Yüzey yüzeye temas problemlerinde kullanılan CONTA174, TARGE 170 elemanları sekiz düğüme sahiptir ve her bir düğümde x, y ve z yönlerinde şekil değişimi olmak üzere üç serbestlik derecesi vardır. CONTA 174 VE TARGE 170 elemanları Şekil 2.15'te verilmiştir.

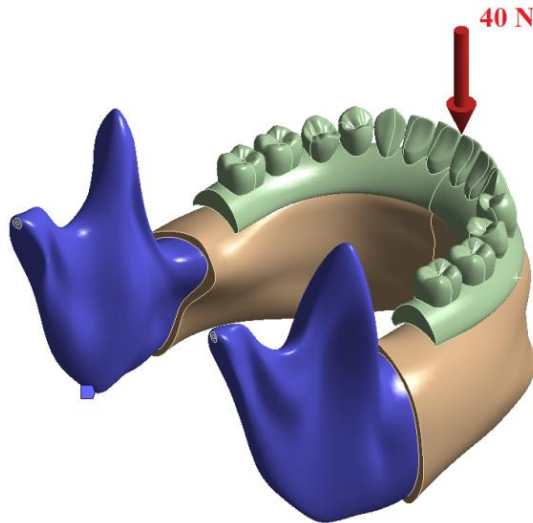


Şekil 2.15 Kontak elemanları a-CONTA174, b- TARGE 170

## 2.7 Sınır Şartları ve Yükleme

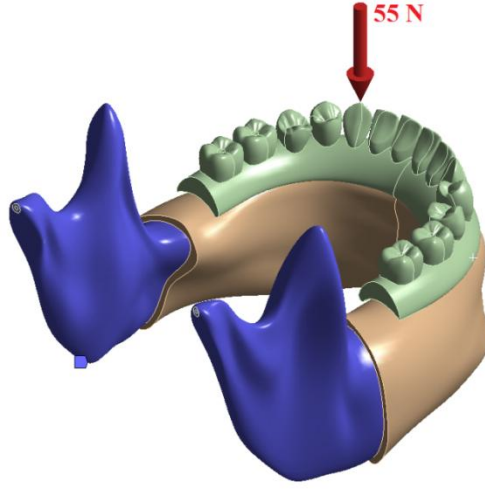
Isırma sırasında çene kasları farklı bölgelere farklı değerlerde yük uygular [43]. Sınır Şartları tanımlanırken yük 3 farklı bölgeye değişen değerlerde uygulandı. Yük uygulanan bölge ve yük değerleri Daas ve diğerlerinin yaptığı çalışmadan alınmıştır. Çene kemiğinin hareket etmediği kabul edilerek kortikal kemik tabakası sabitlenmiştir. Yükün uygulandığı bölgeler ve yük değerleri aşağıda verilmiştir.

- I. Birinci kesici dişlere 40 Newton



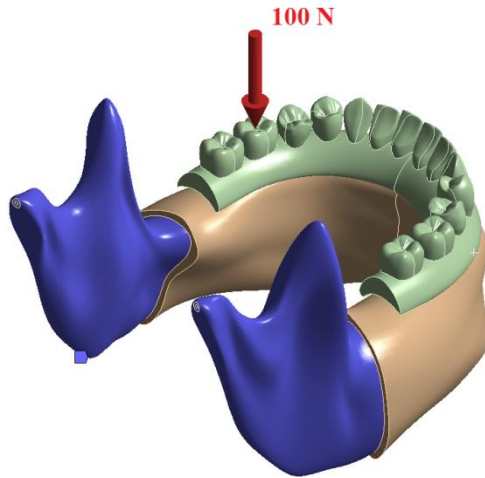
Şekil 2.16 Kesici dişlere yükün uygulanması

II. Köpek dişine 55 Newton



Şekil 2.17 Köpek dişine yükün uygulanması

III. Birinci büyük azı dişine 100 Newton.



Şekil 2.18 Birinci büyük azı dişine yükün uygulanması

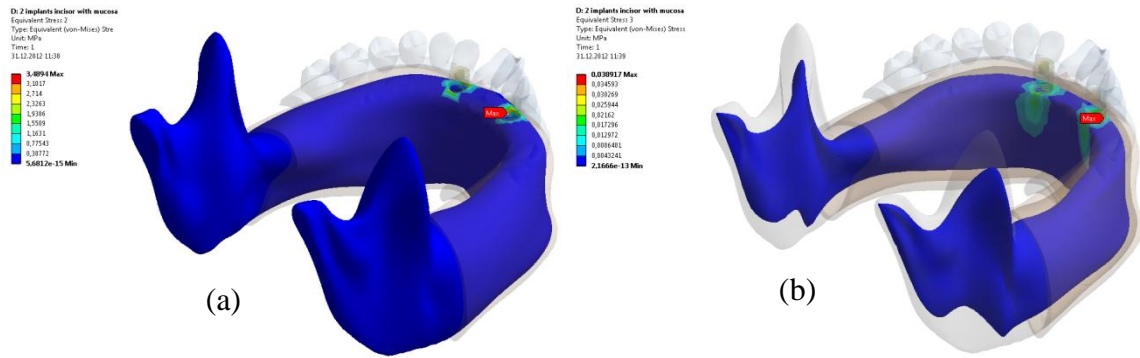
### 3. SONUÇLAR

Gerçekleştirilen çalışmada oluşturulan modeller statik gerilme analizine tabi tutulmuştur. Model olarak iki implantlı üç farklı model ve dört implantlı iki model oluşturulmuştur. Oluşturulan modellere birinci kesici dişler, köpek dişleri ve birinci büyük azılar olmak üzere üç farklı diştten yük uygulanmıştır. Klinik olarak kullanılan iki farklı implant malzemesi olan titanyum ve zirkonyumun oluşan gerilmeye etkisini incelemek amacıyla implant malzemesi olarak titanyum ve zirkonyum kullanılmıştır. Belirtilen parametrelerin varyasyonlarının değerlendirilmesi amacıyla toplamda otuz farklı modele ait sonuçlar aşağıda verilmiştir.

#### 3.1 İki implantlı modeller

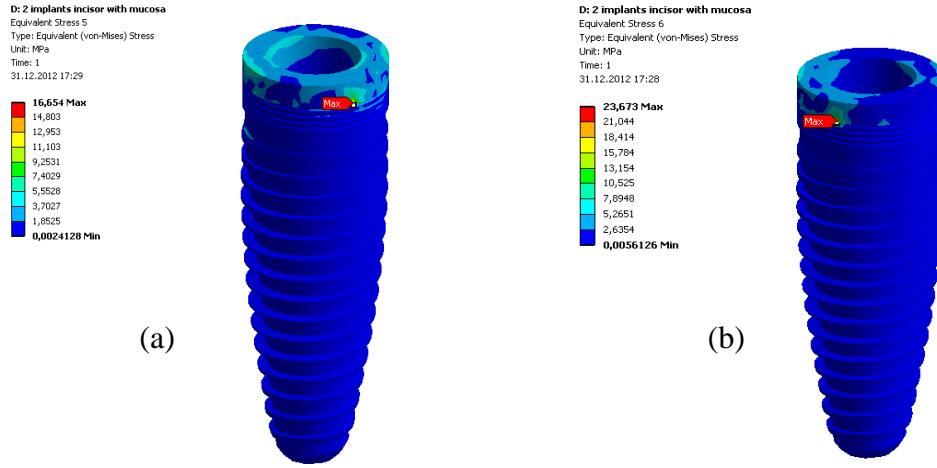
##### 3.1.1 İmplantların ikinci kesici dişlerin altına yerleştirildiği model (2I)

2I modelinde implant malzemesi olarak titanyum kullanılması ve yükün birinci kesici dişlere 40 N olarak uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri Şekil 3.1 de verilmiştir.



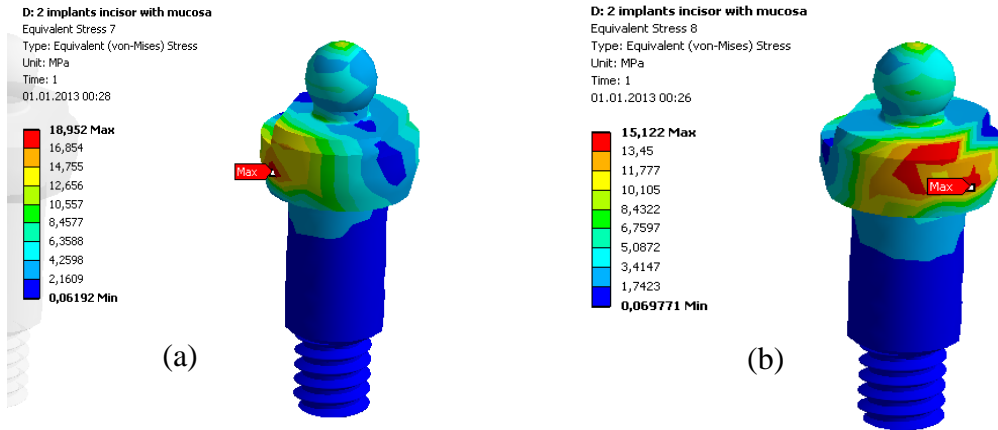
Şekil 3.1 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Analiz neticesinde kortikal ve trabeküler kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerlerinin sırasıyla 3.4894 MPa ve 0.038917 MPa olduğu görülmüştür.



Şekil 3.2 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Yükün iki implantın ortasında kalan merkezi kesici dişlere uygulanması nedeniyle ortaya çıkan gerilme değerleri birbirine yakın çıkmıştır (Şekil3.2). Sol implant için 16.654 MPa olan gerilme değeri Sağ implant için 23.673 MPa'dır.



Şekil 3.3 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol abutment (b) sağ abutment

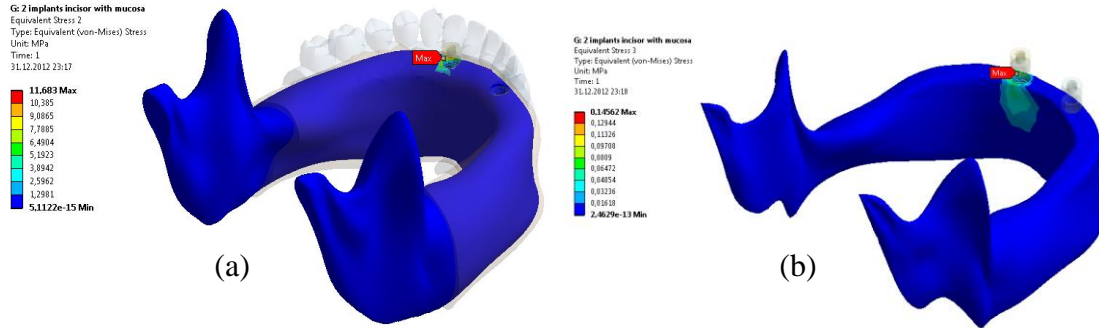
Kemik içerisine yerleştirilen implant ile üst yapı arasında bağlantı elemanı görevi üstlenen abutment etkiyen yüklerin etkisiyle eğilme momentine maruz kalmaktadır. Yukarıda abutmenlerde oluşan gerilme dağılımları verilmiştir. Sol abutmentte meydana gelen maksimum gerilme değeri 18.952 MPa iken sağ abutmentte 15.122 MPa'dır.

Tablo 3.1 de titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 2I modeli için birinci kesici dişlerine 40 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.1** 2I modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

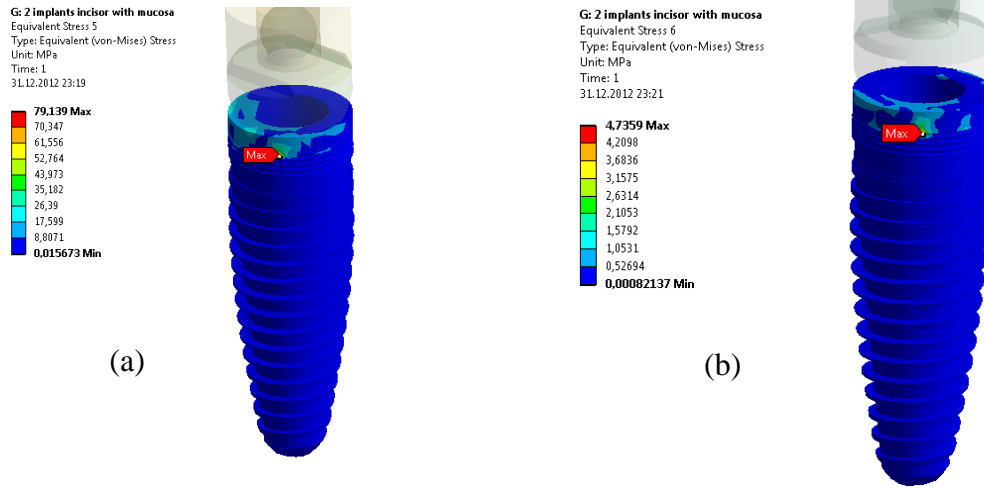
Parça	Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)	Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)
Diş Eti	0.02857	0.02854
Kortikal Kemik	3.4894	3.3211
Trabeküler Kemik	0.038917	0.040098
Sol İmplant	16.654	19.35
Sağ İmplant	23.673	28.661
Sol Abutment	18.952	18.022
Sağ Abutment	15.122	14.83
Sol Lastik	0.0029672	0.0029287
Sağ Lastik	0.00310820	0.00310930
Sol Tutucu	16.945	16.893
Sağ Tutucu	19.631	19.611

2I modelinde implant malzemesi olarak titanyum kullanılması ve yükün sol köpek dişine 55 Newton uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri Şekil 3.4 de verilmiştir. Kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum gerilme değeri 11.683 MPa iken trabeküler kemikte ortaya çıkan değer 0.14562 MPa'dır.



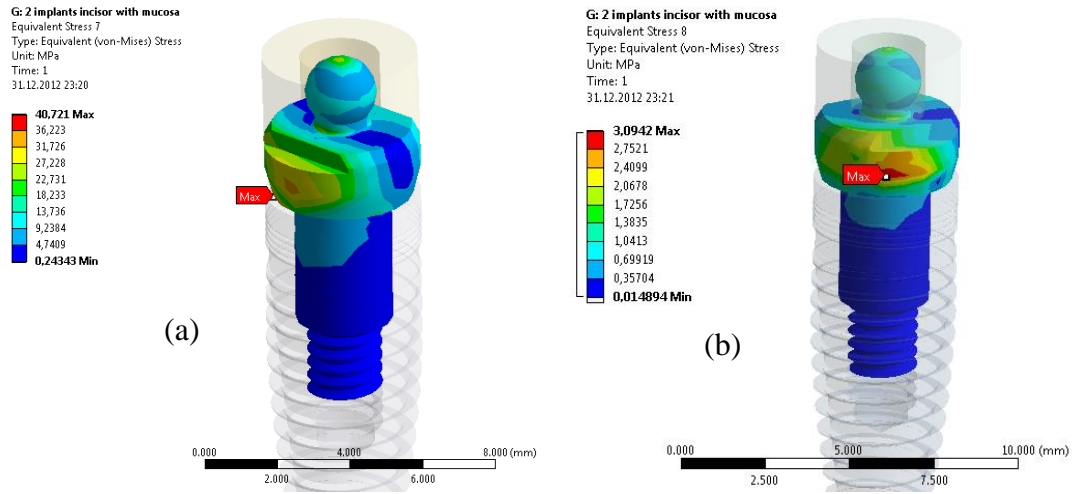
**Şekil 3.4** Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Yükün sol köpek dişine uygulanması nedeniyle implantlarda ortaya çıkan gerilme değerleri Şekil 3.5 te verilmiştir. Maksimum Von mises gerilme değeri sol implant için 79.139 MPa, sağ implant için 4.7359 MPa'dır.



Şekil 3.5 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Abutmentlerde ortaya çıkan gerilme değerleri de implantlarda ortaya çıkan gerilmeye paralel olarak yükün uygulandığı bölgede daha yüksek değer almıştır. Şekil 3.6 da abutmentlerde meydana gelen gerilme değerleri verilmiştir. Sol abutmentte ortaya çıkan gerilme değerinin 40.721 MPa iken sağ abutmentte ortaya çıkan gerilme değerinin 3.0942 MPa olduğu tespit edilmiştir.



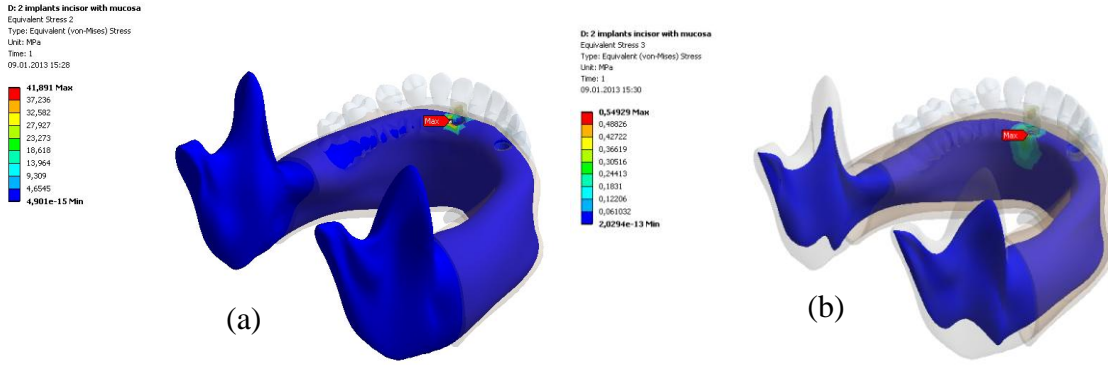
Şekil 3.6 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Tablo 3.2 de titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 2I modeli için sol köpek dişine 55 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.2** 2I modelinde yükün sol köpek dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

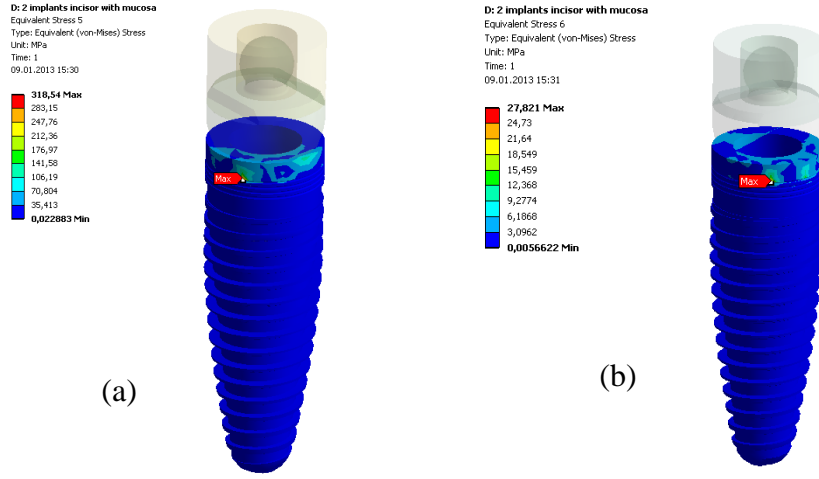
Parça	Titanyum için	Zirkonyum için
	Maksimum Gerilme MPa	Maksimum Gerilme MPa
Diş Eti	0.027239	0.027144
Kortikal Kemik	11.683	11.344
Trabeküler Kemik	0.14562	0.14119
Sol İmplant	79.139	95.439
Sağ İmplant	4.7359	5.7907
Sol Abutment	40.721	36.731
Sağ Abutment	3.0942	3.0434
Sol Lastik	0.0067045	0.0067136
Sağ Lastik	0.00052166	0.00052556
Sol Tutucu	37.236	37.343
Sağ Tutucu	2.8316	2.8324

2I modelinde implant malzemesi olarak titanyum kullanılması ve yükün birinci azı dişine 100N uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri Şekil 3.7 de verilmiştir. Kortikal kemikte 41.891 MPa, trabeküler kemikte 0.54929 MPa gerilme değerleri gözlemlenmiştir.



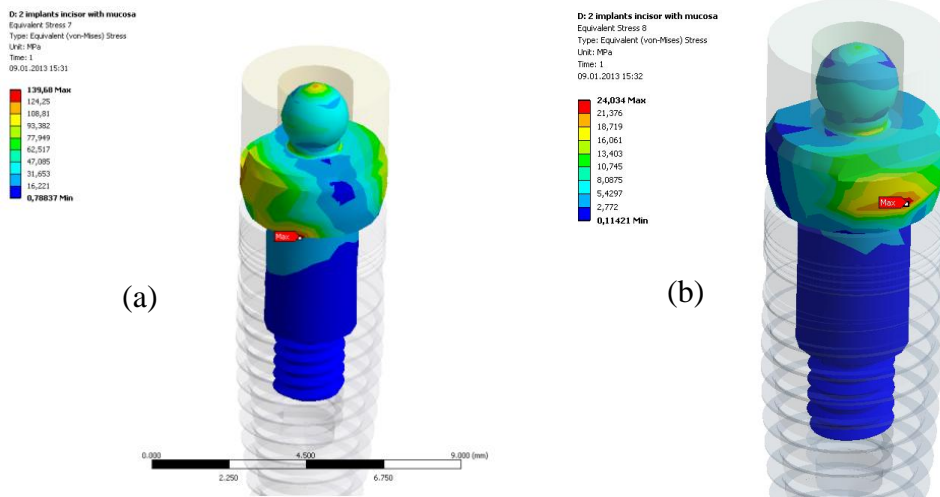
**Şekil 3.7** Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Aynı yükleme durumunda implantlarda ortaya çıkan gerilme değerleri Şekil 3.8 de verilmiştir. Sol implant için 318.54 MPa olan maksimum Von mises gerilme değeri sağ implant için 27.821 MPa'dır.



Şekil 3.8 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Abutmentlerde ortaya çıkan gerilme dağılımları Şekil 3.9 da verilmiştir. Gerilme dağılımları incelendiğinde sol abutmentte ortaya çıkan gerilme değeri 139.68 MPa iken sağ abutmentte ortaya çıkan gerilme değerinin 24.034 MPa olduğu görülmektedir.



Şekil 3.9 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

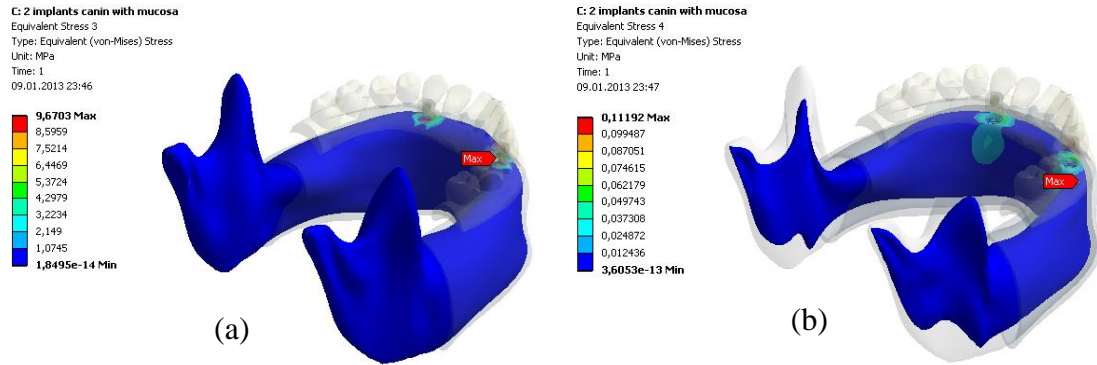
Tablo 3.3 de titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 2I modeli için sol taraftaki birinci büyük azı dişine 100 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.3** 2I modelinde yükün sol taraftaki birinci büyük azı dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

Parça	Titanyum için	Zirkonyum için
	Maksimum Gerilme MPa	Maksimum Gerilme MPa
Diş Eti	0.89126	0.89068
Kortikal Kemik	41.891	45.183
Trabeküler Kemik	0.54929	0.5221
Sol İmplant	318.54	380.75
Sağ İmplant	27.821	33.935
Sol Abutment	139.68	127.38
Sağ Abutment	24.034	22.964
Sol Lastik	0.030649	0.03064
Sağ Lastik	0.00317870	0.0031852
Sol Tutucu	131.07	131.1
Sağ Tutucu	16.997	16.865

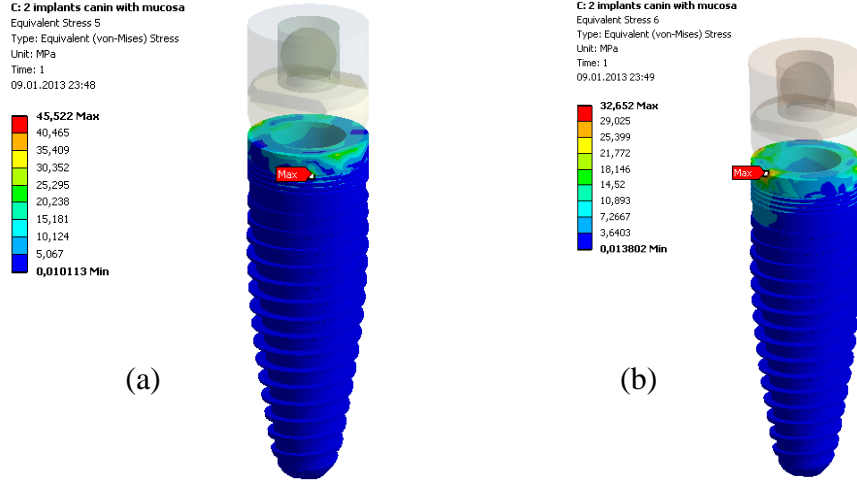
### 3.1.2 İmplantların köpek dişlerinin altına yerleştirildiği model (2C)

2C modelinde implant malzemesi olarak zirkonyum kullanılması ve yükün birinci kesici dişlere 40 N olarak uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri Şekil 6.7 de verilmiştir. Kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme değeri 9.6703 MPa ve trabeküler kemikte ortaya çıkan maksimum gerilme değeri 0.11192 MPa'dır.



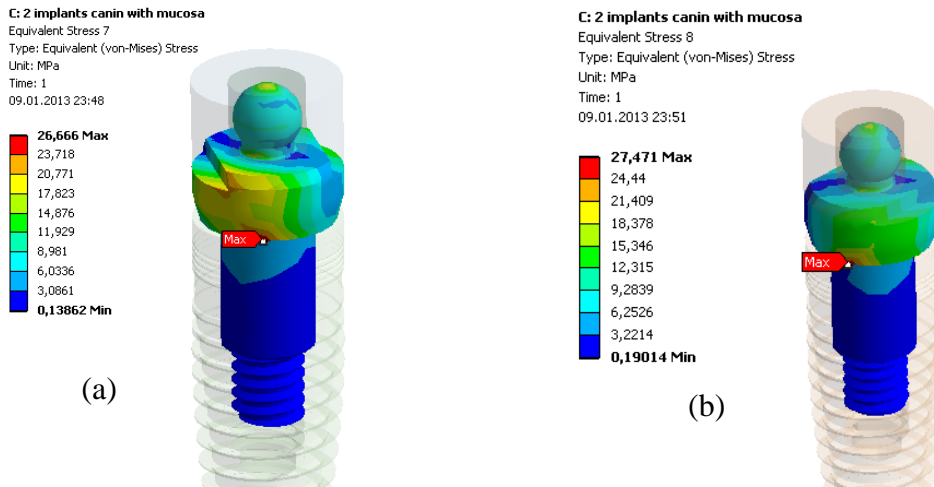
**Şekil 3.10** Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Şekil 3.11 de sağ ve sol implantta meydana gelen maksimum gerilme değerleri görülmektedir. Sol implant için 45.522 MPa olan gerilme değeri Sağ implant için 32.652 MPa'dır.



Şekil 3.11 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Kemik içerisine yerleştirilen implant ile üst yapı arasında bağlantı elemanı görevi üstlenen abutmentlerde meydana gelen gerilme dağılımları Şekil 3.12 de verilmiştir. Sol abutmentte meydana gelen maksimum gerilme değeri 26.666 MPa iken sağ abutmentte 27.471 MPa'dır.



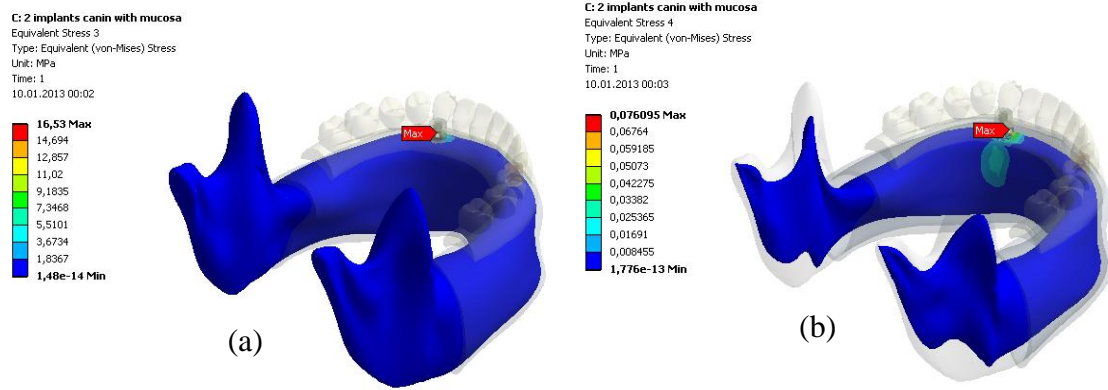
Şekil 3.12 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol abutment (b) sağ abutment

Tablo 3.4 de titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 2C modeli için birinci kesici dişlerine 40 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.4** 2C modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

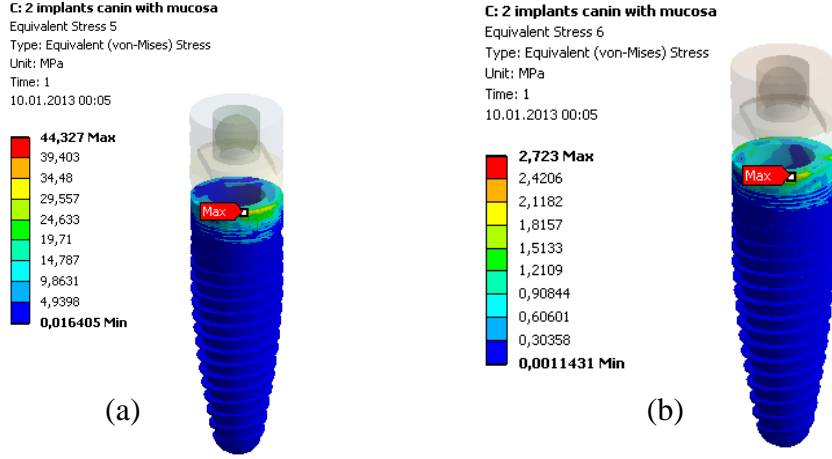
Parça	Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)	Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)
Diş Eti	0.0648070	0.06463
Kortikal Kemik	9.3435	9.6703
Trabeküler Kemik	0.096931	0.111920
Sol İmplant	36.459	45.522
Sağ İmplant	25.084	32.652
Sol Abutment	29.126	26.666
Sağ Abutment	32.692	27.471
Sol Lastik	0.0056016	0.0054166
Sağ Lastik	0.0051413	0.0050230
Sol Tutucu	27.355	27.404
Sağ Tutucu	26.682	26.721

2C modelinde implant malzemesi olarak zirkonyum kullanılması ve yükün sol köpek dişine 55 N olarak uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri Şekil 3.13 da verilmiştir. Kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum gerilme değeri 16.53 MPa iken trabeküler kemikte ortaya çıkan değer 0.076095 MPa'dır.



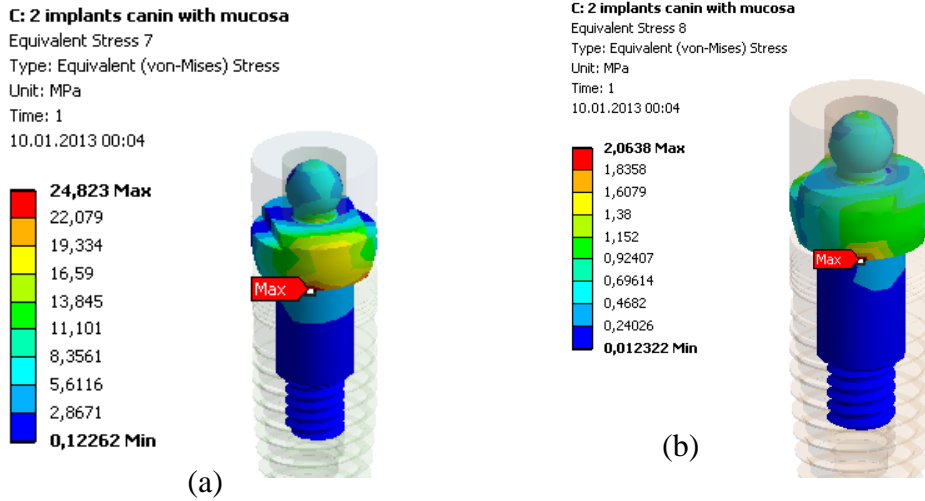
**Şekil 3.13** Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Yükün sol köpek dişine uygulanması nedeniyle implantlarda ortaya çıkan gerilme dağılımları Şekil 3.14 de verilmiştir. Maksimum Von mises gerilme değeri sol implant için 44.327 MPa, sağ implant için 2.723 MPa'dır.



Şekil 3.14 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Abutmentlerde ortaya çıkan gerilme değerleri de implantlarda ortaya çıkan gerilmeye paralel olarak yükün uygulandığı bölgede daha yüksek değer almıştır. Şekil 3.15 de abutmentlerde meydana gelen gerilme değerleri verilmiştir. Sol abutmentte ortaya çıkan gerilme değerinin 24.823 MPa iken sağ abutmentte ortaya çıkan gerilme değerinin 2.0638 MPa olduğu tespit edilmiştir.



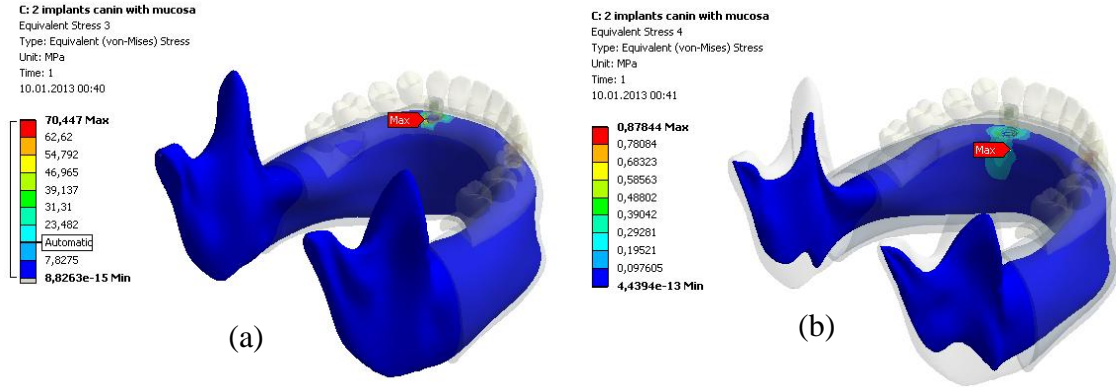
Şekil 3.15 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Tablo 3.5 de titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 2C modeli için sol köpek dişine 55 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.5** 2C modelinde yükün sol köpek dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

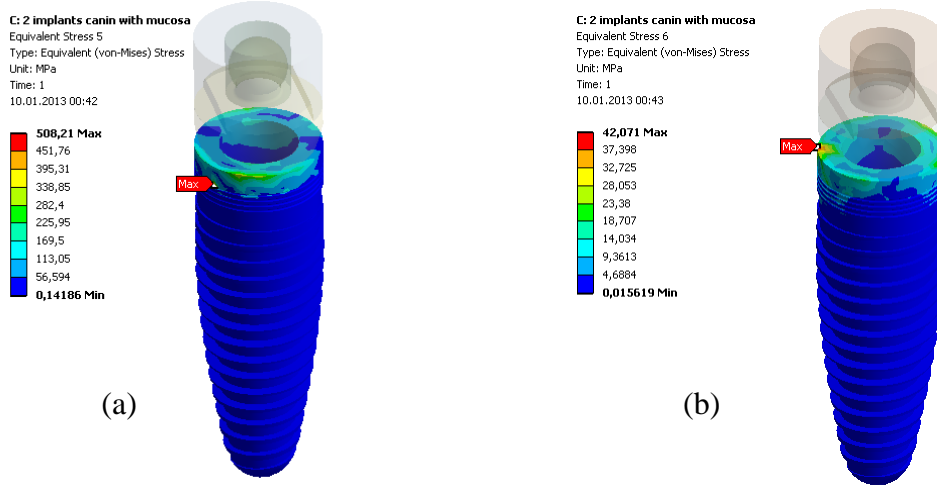
Parça	Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)	Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)
Diş Eti	0.0069138	0.0068441
Kortikal Kemik	12.898	16.53
Trabeküler Kemik	0.083616	0.076095
Sol İmplant	36.047	44.327
Sağ İmplant	2.1273	2.723
Sol Abutment	27.334	24.823
Sağ Abutment	2.5008	2.0638
Sol Lastik	0.0035121	0.0033066
Sağ Lastik	0.0003749	0.00035072
Sol Tutucu	24.587	24.594
Sağ Tutucu	2.1045	2.0858

2C modelinde implant malzemesi olarak zirkonyum kullanılması ve yükün birinci büyük azı dişine 100N uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri Şekil 3.16 de verilmiştir. Kortikal kemikte 70.447 MPa, trabeküler kemikte 0.87844 MPa gerilme değerleri gözlemlenmiştir.



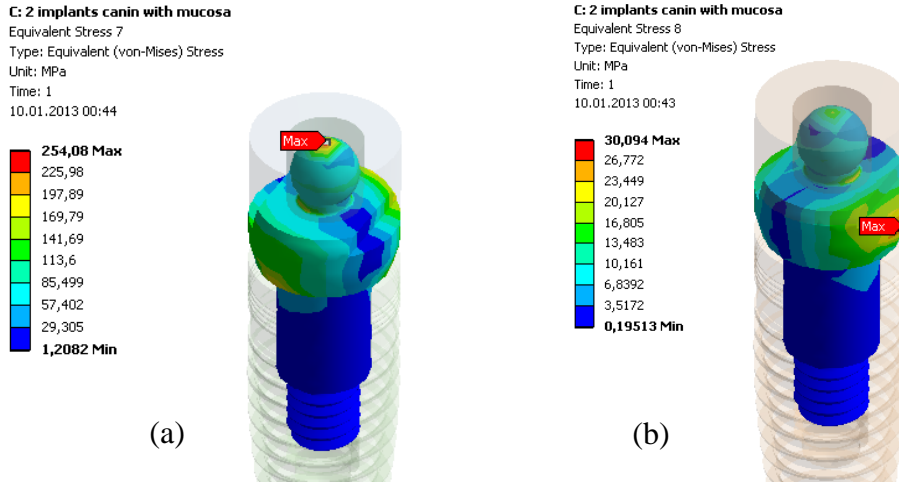
**Şekil 3.16** Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Aynı yükleme durumunda implantlarda ortaya çıkan gerilme değerleri Şekil 3.17 de verilmiştir. Sol implant için 508.21 MPa olan maksimum Von mises gerilme değeri sağ implant için 42.071 MPa'dır.



Şekil 3.17 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Abutmentlerde ortaya çıkan gerilme dağılımları Şekil 3.18 de verilmiştir. Gerilme dağılımları incelendiğinde sol abutmentte ortaya çıkan gerilme değeri 254.08 MPa iken sağ abutmentte ortaya çıkan gerilme değerinin 30.094 MPa olduğu görülmektedir.



Şekil 3.18 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

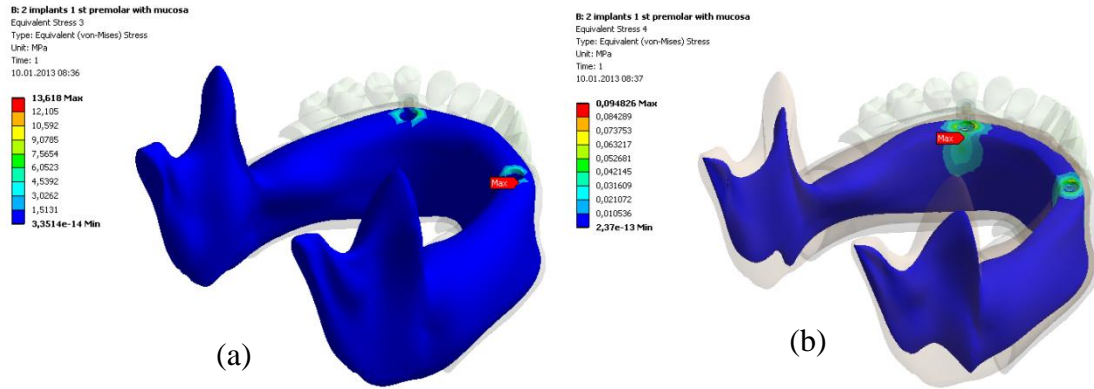
Tablo 3.6 da titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 2C modeli için sol taraftaki birinci büyük azı dişine 100 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.6** 2C modelinde yükün sol taraftaki birinci büyük azı dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

Parça	Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)	Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)
Diş Eti	0.84898	0.84671
Kortikal Kemik	69.346	70.447
Trabeküler Kemik	0.77637	0.87844
Sol İmplant	399.68	508.21
Sağ İmplant	31.906	42.071
Sol Abutment	268.8	254.08
Sağ Abutment	32.034	30.094
Sol Lastik	0.058215	0.058227
Sağ Lastik	0.0046385	0.0045763
Sol Tutucu	229.03	229.78
Sağ Tutucu	23.719	23.608

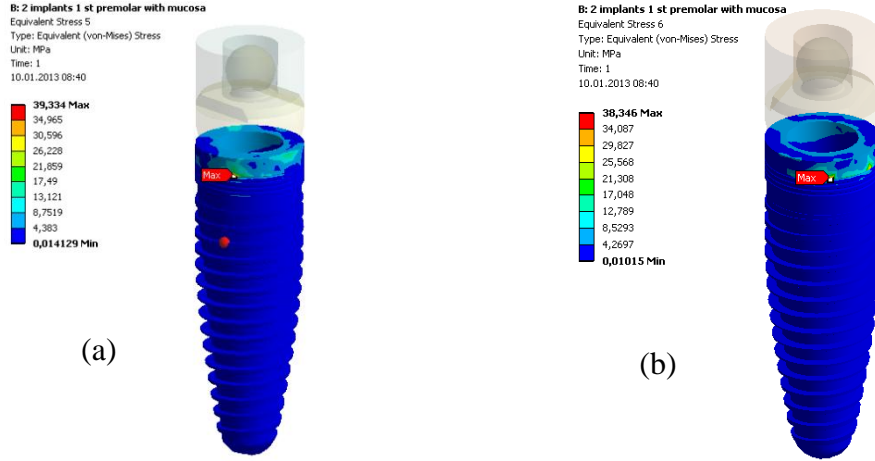
### 3.1.3 İmplantların birinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirildiği model (2PM)

2PM modelinde implant malzemesi olarak titanyum kullanılması ve yükün birinci kesici dişlere 40 N olarak uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri Şekil 3.19 da verilmiştir. Kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme değeri 13.618 MPa ve trabeküler kemikte ortaya çıkan maksimum gerilme değeri 0.94826 MPa'dır.



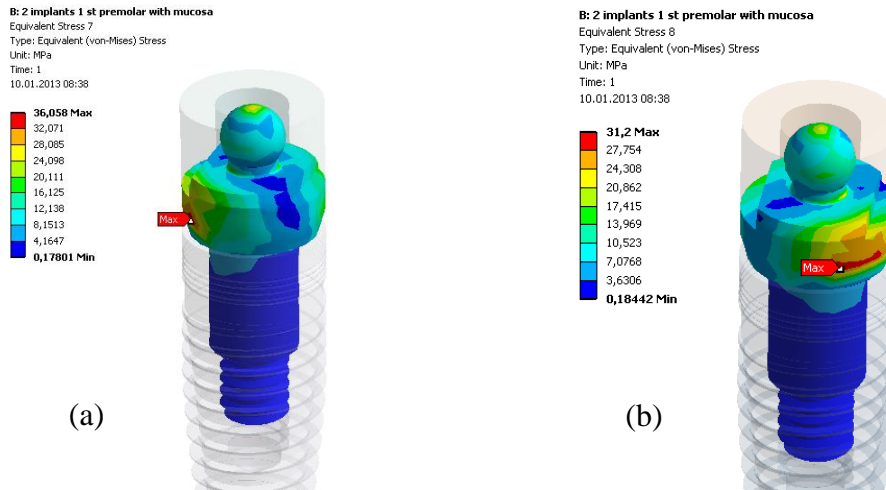
**Şekil 3.19** Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Şekil 3.20 de sağ ve sol implantta meydana gelen maksimum gerilme değerleri görülmektedir. Sol implant için 39.334 MPa olan gerilme değeri Sağ implant için 38.346 MPa'dır.



Şekil 3.20 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Kemik içerisine yerleştirilen implant ile üst yapı arasında bağlantı elemanı görevi üstlenen abutmentlerde meydana gelen gerilme dağılımları Şekil 3.21 de verilmiştir. Sol abutmentte meydana gelen maksimum gerilme değeri 36.058 MPa iken sağ abutmentte 31.2 MPa'dır.



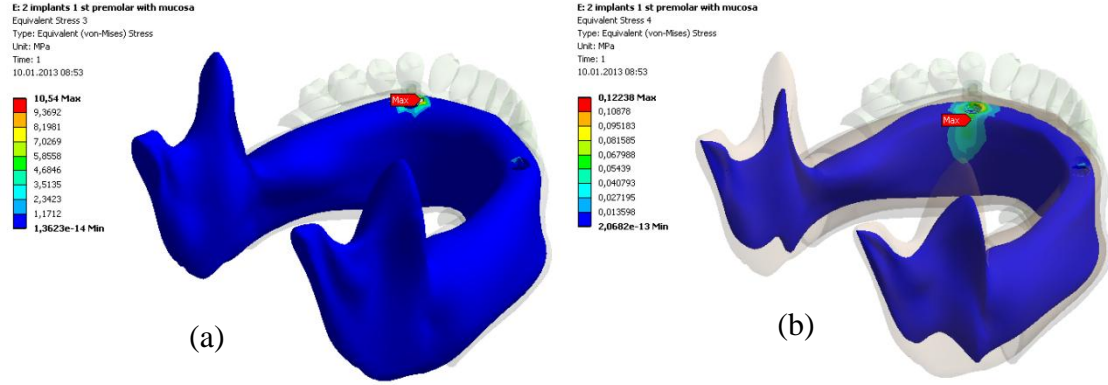
Şekil 3.21 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol abutment (b) sağ abutment

Tablo 3.7 de titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 2PM modeli için birinci kesici dişlere 40 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.7** 2PM modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

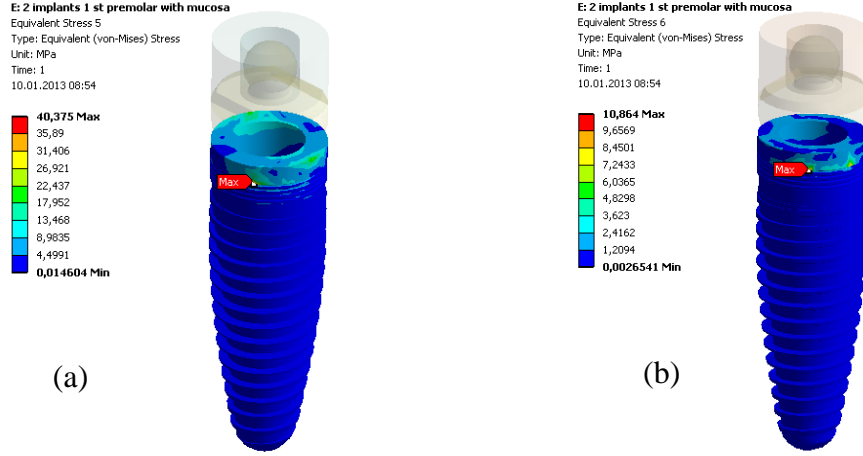
Parça	Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)	Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)
Diş Eti	0.11357	0.10769
Kortikal Kemik	13.618	10.537
Trabeküler Kemik	0.094826	0.12142
Sol İmplant	39.334	50.718
Sağ İmplant	38.346	30.912
Sol Abutment	36.058	40.469
Sağ Abutment	31.2	20.534
Sol Lastik	0.0062795	0.0070288
Sağ Lastik	0.0065045	0.0046642
Sol Tutucu	29.339	33.641
Sağ Tutucu	29.897	20.811

2PM modelinde implant malzemesi olarak titanyum kullanılması ve yükün sol köpek dişine 55 Newton uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri ve gerilme dağılımları Şekil 3.22 da verilmiştir. Kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum gerilme değeri 10.54 MPa iken trabeküler kemikte ortaya çıkan değer 0.12238 MPa'dır.



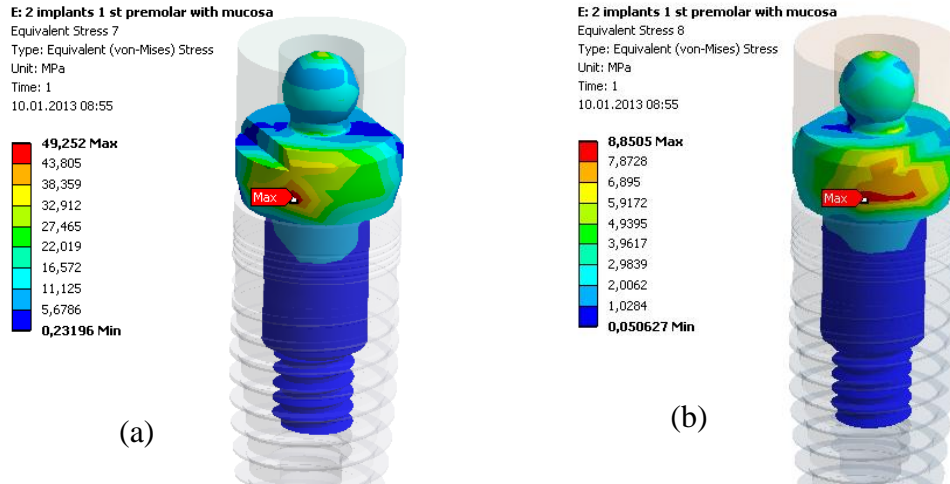
**Şekil 3.22** Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Yükün sol köpek dişine uygulanması nedeniyle implantlarda ortaya çıkan gerilme dağılımları Şekil 3.23 de verilmiştir. Maksimum Von mises gerilme değeri sol implant için 40.375 MPa, sağ implant için 10.864 MPa'dır.



Şekil 3.23 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Abutmentlerde ortaya çıkan gerilme değerleri de implantlarda ortaya çıkan gerilmeye paralel olarak yükün uygulandığı bölgede daha yüksek değer almıştır. Şekil 3.24 de abutmentlerde meydana gelen dağılımları verilmiştir. Sol abutmentte ortaya çıkan gerilme değerinin 49.252 MPa iken sağ abutmentte ortaya çıkan gerilme değerinin 8.8505 MPa olduğu tespit edilmiştir.



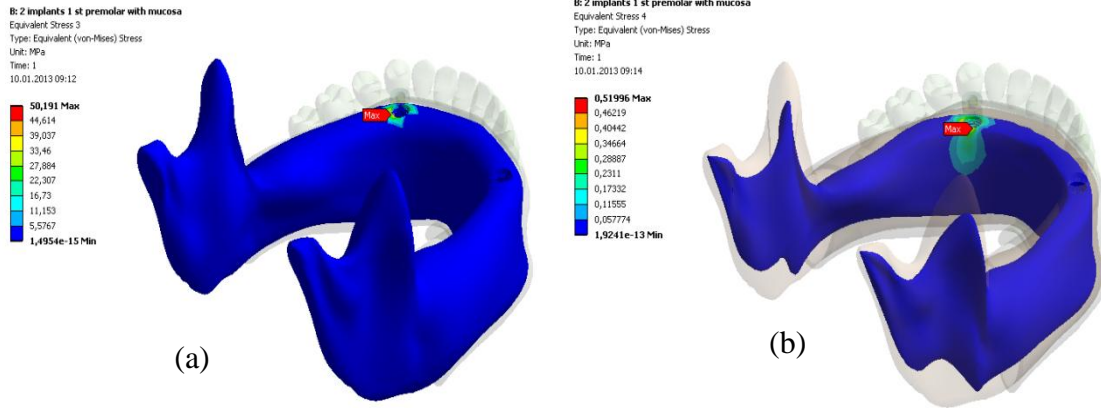
Şekil 3.24 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Tablo 3.8 de titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 2PM modeli için sol köpek dişine 55 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.8** 2PM modelinde yükün sol köpek dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

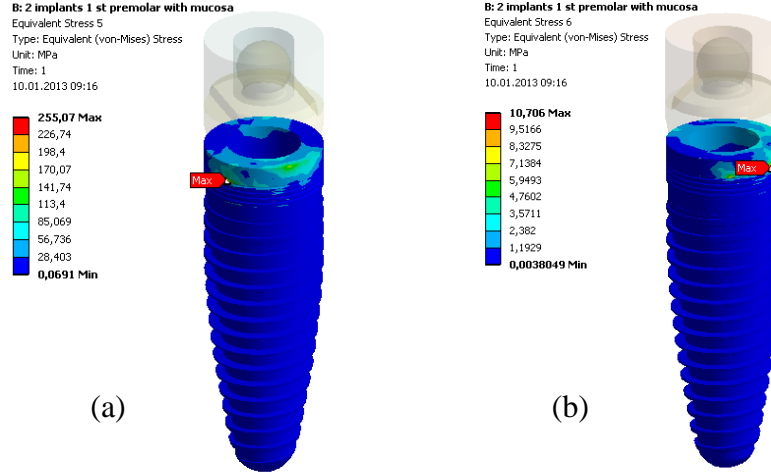
Parça	Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)	Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)
Diş Eti	0.055124	0.055024
Kortikal Kemik	10.54	9.5479
Trabeküler Kemik	0.12238	0.13566
Sol İmplant	40.375	45.455
Sağ İmplant	10.864	12.909
Sol Abutment	49.252	47.112
Sağ Abutment	8.8505	8.5504
Sol Lastik	0.0071785	0.0070577
Sağ Lastik	0.0019031	0.0019028
Sol Tutucu	41.014	41.074
Sağ Tutucu	8.4961	8.4408

2PM modelinde implant malzemesi olarak titanyum kullanılması ve yükün birinci büyük azı dişine 100N uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri Şekil 3.25 de verilmiştir. Kortikal kemikte 50.191 MPa, trabeküler kemikte 0.51996 MPa gerilme değerleri gözlemlenmiştir.



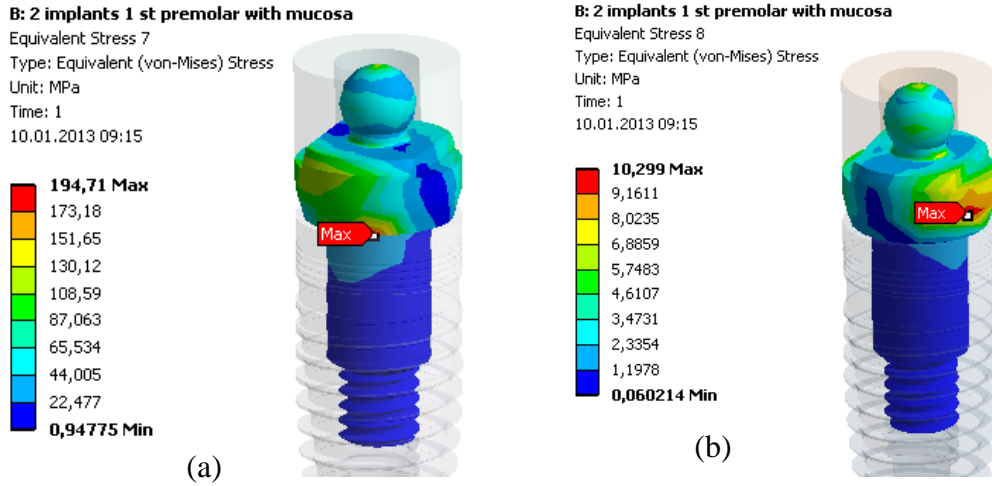
**Şekil 3.25** Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Aynı yükleme durumunda implantlarda ortaya çıkan gerilme dağılımları Şekil 3.26 da verilmiştir. Sol implant için 255.07 MPa olan maksimum Von mises gerilme değeri sağ implant için 10.706 MPa'dır.



Şekil 3.26 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Abutmentlerde ortaya çıkan gerilme dağılımları Şekil 3.27 de verilmiştir. Gerilme dağılımları incelendiğinde sol abutmentte ortaya çıkan gerilme değerinin 194.71 MPa iken sağ abutmentte ortaya çıkan gerilme değerinin 10.299 MPa olduğu görülmektedir.



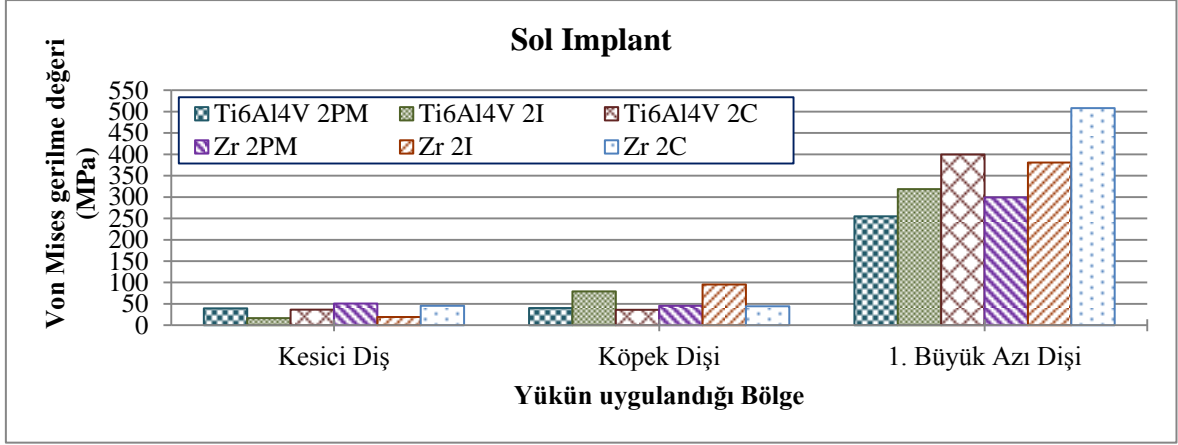
Şekil 3.27 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) sol implant (b) sağ implant

Tablo 3.9 da titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 2PM modeli için sol taraftaki birinci büyük azı dişine 100 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.9** 2PM modelinde yükün sol taraftaki birinci büyük azı dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

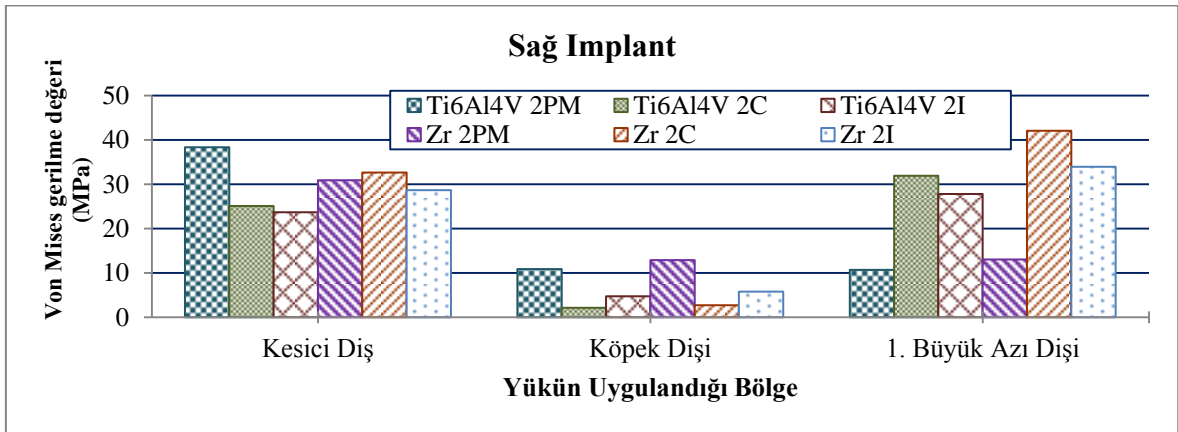
<b>Parça</b>	<b>Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)</b>	<b>Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)</b>
Diş Eti	0.42455	0.42374
Kortikal Kemik	50.191	60.481
Trabeküler Kemik	0.51996	0.53959
Sol İmplant	255.07	299.05
Sağ İmplant	10.706	13.054
Sol Abutment	194.71	165.68
Sağ Abutment	10.299	9.9274
Sol Lastik	0.029836	0.029945
Sağ Lastik	0.0020436	0.002037
Sol Tutucu	162.76	163.84
Sağ Tutucu	10.4	10.521

Şekil 3.28 te sol implant için ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir. Grafik incelendiğinde yükün 1. Büyük azı dişine uygulanmasının diğer yük uygulama noktalarına göre daha fazla gerilme ye neden olduğu görülmektedir. En az gerilmeyi oluşturan yükleme bölgesinin kesici diş olduğu tespit edilmiştir. İmplant yerleşimleri dikkate alındığında, birinci büyük azı dişine yük uygulanması halinde oluşan gerilme değerleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla 2C modeli, 2I modeli ve 2 PM modeli şeklindedir. Köpek dişine yük uygulanması halinde oluşan gerilme değerleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla 2I modeli, 2PM modeli ve 2C modeli ve kesici dişe yük uygulanması halinde ise büyükten küçüğe doğru sırasıyla 2PM modeli, 2C modeli ve 2I modeli şeklindedir. Malzeme değişimi göz önüne alındığında tüm modeller ve yükleme şartlarında zirkonyum kullanılan modellerde ortaya çıkan gerilme değerlerinin titanyum kullanılan modelden daha fazla olduğu görülmüştür. Zirkonyum implantların kullanıldığı 2C modelinde yükün köpek dişinden uygulanması halinde ortaya çıkan gerilme değeri 44.327 MPa'dır. Aynı modelde yükün kesici dişlerden uygulanması halinde gerilme 1.03 kat artarak 45.522 MPa ve yükün birinci büyük azı dişinden uygulanması halinde gerilme 11.47 kat artarak 508.21 MPa olmuştur.



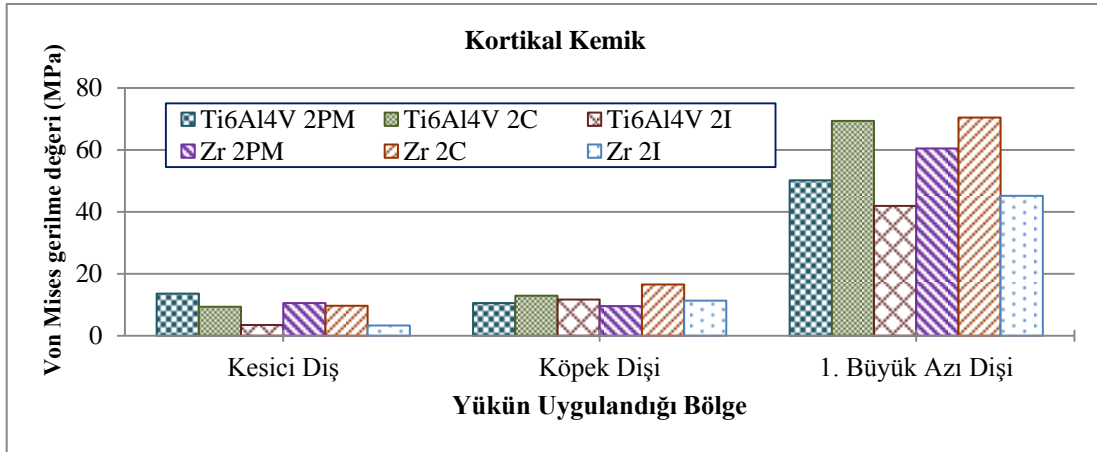
Şekil 3.28 Sol implant için maksimum Von mises gerilme değerleri

Şekil 3.29 da yerleşim düzenleri, yük uygulama bölgeleri ve malzeme cinsine göre sağ implant için maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir. Maksimum gerilme değerinin 2C modelinde implant malzemesi olarak zirkonyumun kullanıldığı ve yükün birinci büyük azı dişine uygulandığı modelde meydana geldiği görülmektedir. En düşük gerilme değeri titanyum implant için 2C modelinde yükün köpek dişine uygulandığı modelde oluşmuştur. Titanyum implant kullanılan 2PM modellerinde yükün birinci büyük azı dişinden ve köpek dişinden uygulanması halinde ortaya çıkan değerler sırasıyla 10.706 ve 10.864 MPa iken yükün kesici dişlerden uygulanması halinde oluşan gerilme değeri köpek dişinden yük uygulanmasına kıyasla 3.53 kat artarak 38.346 MPa olmuştur. Aynı modelde zirkonyum implant kullanılması durumunda en düşük gerilme 12.909 MPa ile yükün köpek dişinden uygulandığı modelde oluşmuştur. Yükün birinci büyük azı dişlerinden uygulanması halinde gerilme 1.01 kat artarak 13.054 MPa olurken yükün kesici dişlerden uygulanması halinde gerilme değeri yükün köpek dişinden uygulandığı modele kıyasla 2.39 kat artarak 30.912 MPa olmuştur.



Şekil 3.29 Sağ implant için maksimum Von mises gerilme değerleri

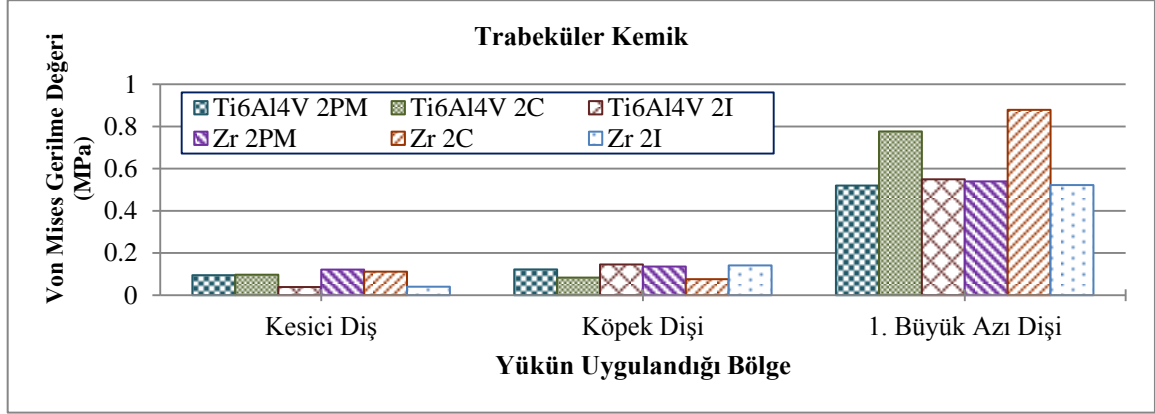
Çene kemiğinin en sert kısmını oluşturan kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme değerleri Şekil 3.30 de verilmiştir. Yükün uygulandığı bölgenin gerilme değerine etkisi dikkate alındığında birinci büyük azı dişine uygulanan yükün daha yüksek gerilme değerleri çıkmasına sebep olduğu görülmüştür. Üç yükleme koşulu içinde titanyum ve zirkonyum malzemelerin kullanıldığı modellerde yakın gerilme değerleri gözlenmiştir. Kesici ve köpek dişlerinde görülen maksimum gerilme değerleri sırasıyla 2C ve 2PM modellerinde meydana gelmiştir. Köpek dişinden yük uygulanması durumunda en düşük gerilme 9.5479 MPa ile Zr 2PM modelinde gözlenmiştir. Ti6Al4V 2PM modelinde ortaya çıkan gerilme Zr 2PM modeline göre 1.1 kat artarak 10.54 MPa, Zr 2I modelinde 1.19 kat artarak 11.344 MPa, Ti6Al4V 2I modelinde 1.22 kat artarak 11.683 MPa, Ti6Al4V 2C modelinde 1.35 kat artarak 12.898 MPa ve en yüksek gerilmenin meydana geldiği Zr 2C modelinde 1.73 kat artışla 16.53 MPa olmuştur.



Şekil 3.30 Kortikal kemik için maksimum Von mises gerilme değerleri

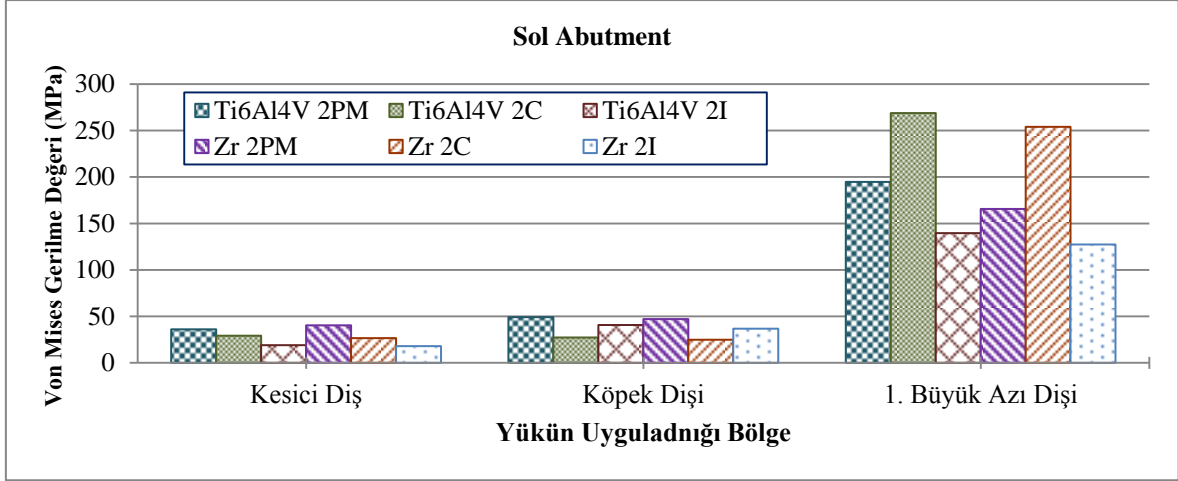
Trabeküler kemikte ortaya çıkan gerilme değerleri Şekil 3.31 de verilmiştir. Yükün uygulandığı bölge dikkate alındığında en yüksek gerilme değerine yükün birinci büyük azı dişine uygulandığı modellerde, en düşük gerilme değerlerine ise yükün kesici dişine uygulandığı modellerde ulaşıldığı görülmektedir. Yükün köpek dişine uygulandığı modelde en yüksek gerilme değeri titanyum implantın kullanıldığı 2I modelinde en düşük gerilme değeri ise zirkonyum implantın kullanıldığı 2C modelinde ortaya çıkmıştır. Her üç yükleme durumu için de zirkonyum 2I, zirkonyum 2PM, titanyum 2I ve titanyum 2PM modellerinde ortaya çıkan gerilme değerleri yük yeri bazında yakın değerler almıştır. Yükün kesici dişlerden uygulanması halinde titanyum implantların kullanıldığı 2I modelinde ortaya çıkan maksimum gerilme değeri 0.038917 MPa olmuştur. Aynı yükleme

koşulunda 2PM modelinde gerilme 2.44 kat artarak 0.094826 MPa, 2C modelinde ise 2.49 kat artarak 0.096931 MPa olmuştur. Zirkonyum implantlı 2PM modelinde yükün birinci kesici dişlerden uygulanması halinde okunan maksimum gerilme 0.12142 MPa'dır. Aynı modele yükün köpek dişinden uygulanması halinde maksimum gerilme yükün kesici dişten uygulandığı modele göre 1.12 kat artarak 0.13566 MPa, yükün birinci büyük azı dişinden uygulanması halinde ise 4.44 kat artarak 0.53959 MPa olmuştur.



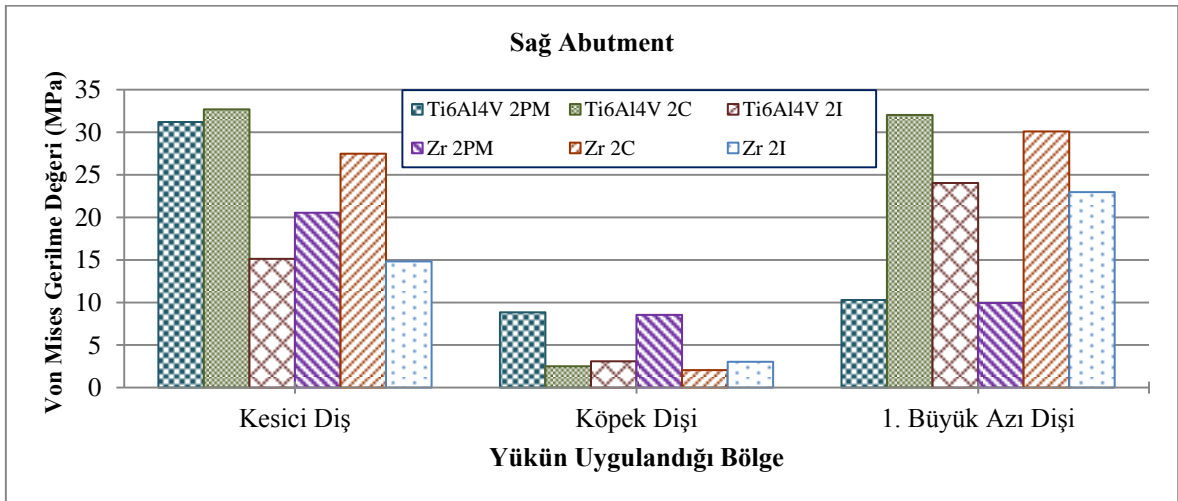
Şekil 3.31 Trabeküler kemik için maksimum Von mises gerilme değerleri

Şekil 3.32 da sol abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir. Grafik incelendiğinde en düşük gerilme değerlerinin kesici dişten yüklemenin yapıldığı, en yüksek gerilme değerlerinin ise birinci büyük azı dişinden yüklemenin yapıldığı modellerde meydana geldiği görülmektedir. İmplant malzemesi olarak zirkonyum ya da titanyum kullanılmasının etkisi dikkate alındığında kemik ya da implantlarda gözlenen gerilme değişiminin aksine maksimum gerilme değerleri genellikle titanyum implantların kullanıldığı modellerde gözlenmiştir. Bütün modeller dikkate alındığında en yüksek gerilme değerinin titanyum implantların kullanıldığı ve yüklemenin birinci büyük azı dişinden yapıldığı 2C modelinde meydana gelirken en düşük gerilme değerinin ise zirkonyum implantların kullanıldığı ve yüklemenin kesici dişlerden yapıldığı 2I modelinde olduğu görülmektedir. Yükün birinci büyük azı dişinden uygulandığı Zr 2I modelinde 127.38 MPa gerilme değeri okunurken oluşan gerilme Zr 2PM modelinde Zr 2I modeline kıyasla 1.3 kat artarak 165.68 MPa, Zr 2I modelinde ise 2 kat artarak 254.08 MPa olmuştur. Yükün kesici dişlerden uygulanması halinde titanyum implantların kullanıldığı 2I modelinde maksimum gerilme değeri 18.952 MPa olmuştur. Aynı yükleme durumunda 2C modelinde ortaya çıkan gerilme 29.126 MPa çıkarak 1.54 kat artmış, 2PM modelinde ise 36.058 MPa olarak 1.9 kat artmıştır.



Şekil 3.32 Sol Abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri

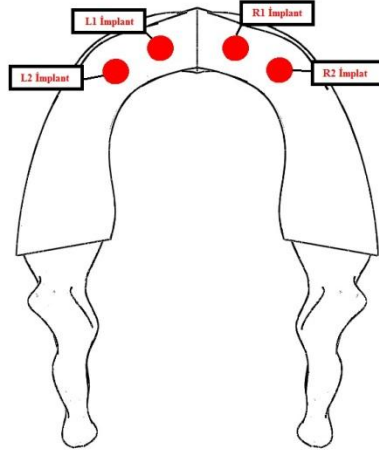
Şekil 3.33 da sağ abutmentte meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir. Ortaya çıkan en yüksek gerilme değerinin titanyum implantların kullanıldığı, yükün kesici dişlerden uygulandığı 2C modelinde, en düşük gerilme değerinin zirkonyum implantların kullanıldığı, yükün sol köpek dişinden uygulandığı 2C modelinde olduğu görülmektedir. Sol abutment gibi sağ abutmentte de titanyum implant kullanılan modellerde daha yüksek gerilme değerleri gözlenmiştir. Zirkonyum implantın kullanıldığı 2PM modelinde yükün sol köpek dişinden uygulanması halinde 8.5504 MPa gerilme oluşurken yükün birinci büyük azı dişinden uygulanması ortaya çıkan gerilmeyi 1.16 artırmış ve 9.9274 MPa gerilme ortaya çıkmıştır. Yükün kesici dişlerden uygulanması ise yükün köpek dişinden uygulanmasına kıyasla 2.4 artışla 20.534 MPa gerilme ortaya çıkmasına sebep olmuştur.



Şekil 3.33 Sağ Abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri

### 3.2 Dört implantlı modeller

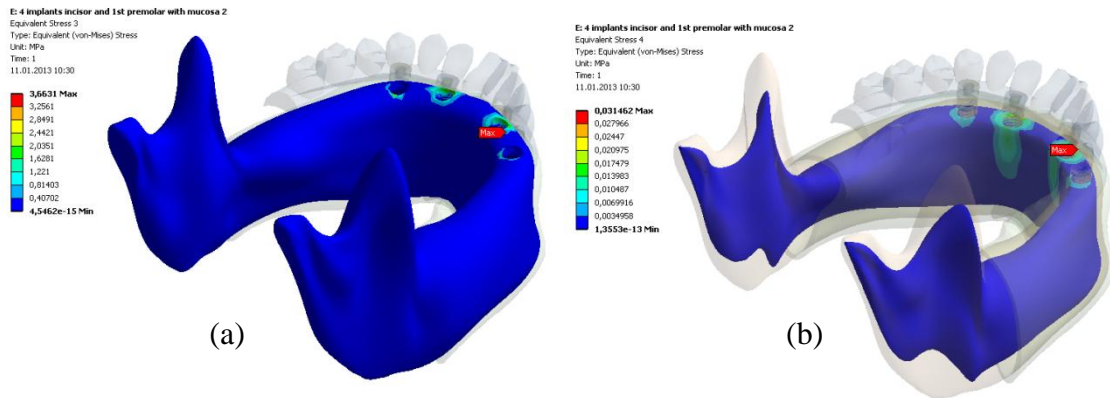
Dört implantlı modeller için kullanılan implantların yerleşimlerini tanımlamak için kullanılan isimlendirme Şekil 3.34 de verilmiştir.



Şekil 3.34 Dört implantlı modeller için implant yerlerine verilen kodlar

#### 3.2.1 İmplantların ikinci kesici dişlerin ve birinci küçük azıların altına yerleştirildiği model (4IPM)

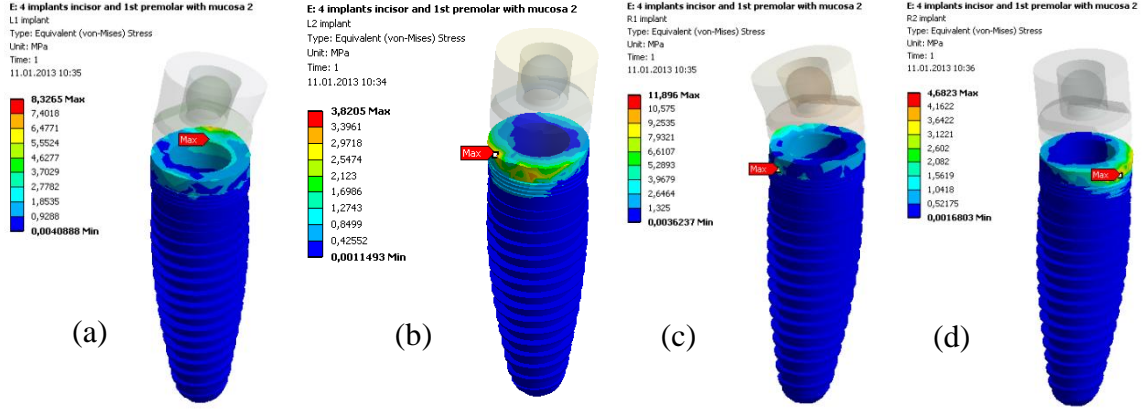
4IPM modelinde implant malzemesi olarak titanyum kullanılması ve yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan gerilme dağılımları Şekil 3.35 de verilmiştir. Kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum gerilmenin implantın boyun bölgesine denk gelen bölgede olduğu ve 3.6631 MPa değerini aldığı görülmektedir. Trabeküler kemikte ortaya çıkan maksimum gerilme değeri ise 0.031462 MPa'dır.



Şekil 3.35 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

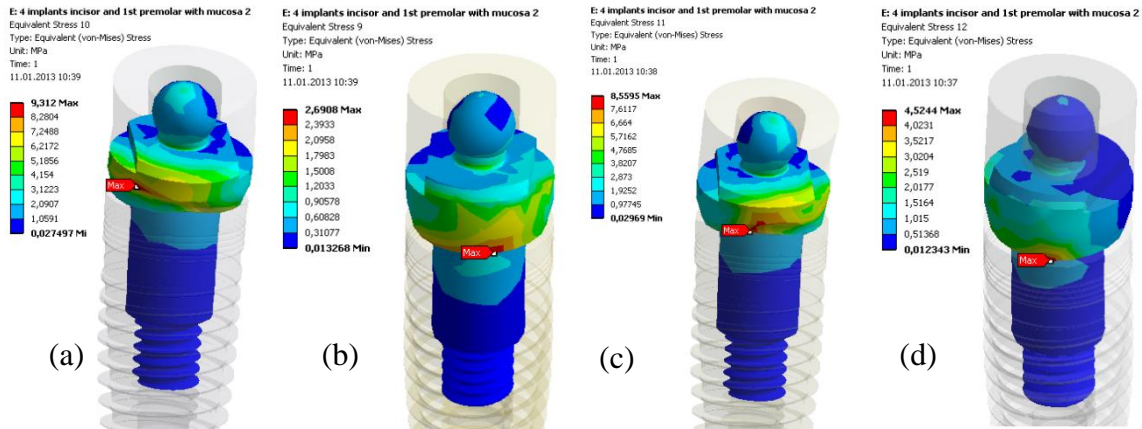
Titanyum implant kullanılan 4IPM modeli için yükün merkezi kesici dişlerden uygulandığı modelde implantlarda oluşan gerilme dağılımı Şekil 3.36 de verilmiştir.

Belirtilen yükleme şartlarına göre implantlarda meydana gelen gerilmeler L1, L2, R1, R2 implantlarında sırasıyla 8.3265 MPa, 3.8205 MPa, 11.896 MPa, 4.6823 MPa'dır.



Şekil 3.36 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

4IPM modelinde implant malzemesi olarak titanyum kullanılması ve yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu abutmentlerde ortaya çıkan gerilme dağılımları Şekil 3.37 de verilmiştir. Abutmentlerde meydana gelen gerilme değerleri L1 abutment için 9.312 MPa, L2 abutment için 2.6908 MPa, R1 abutment için 8.5595MPa ve R2 abutment için 4.5244 MPa şeklindedir.



Şekil 3.37 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

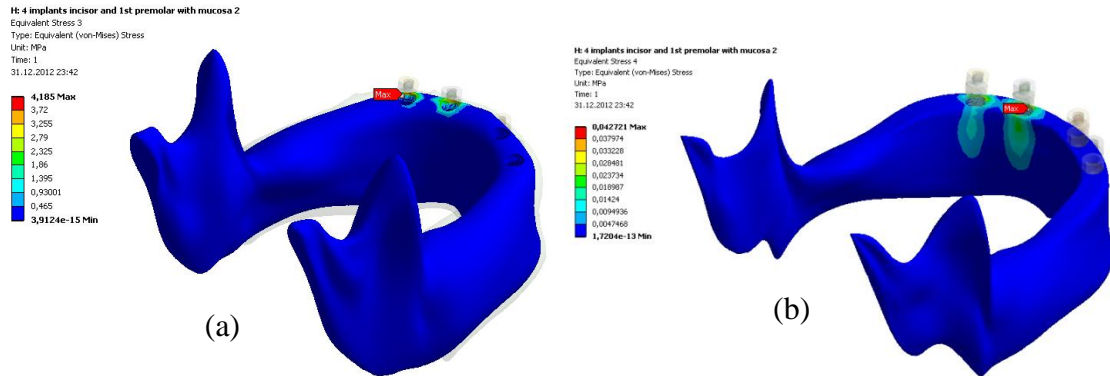
4IPM modeli için titanyum ve zirkonyum implantların kullanıldığı ve yükün birinci kesici dişlerden uygulandığı durumda oluşan maksimum gerilme değerleri her bir parça için tablo 3.10 da verilmiştir.

**Tablo 3.10** 4IPM modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

Parça	Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)	Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)
Diş Eti	0.00063750	0.00062696
Kortikal Kemik	3.6631	4.1994
Trabeküler Kemik	0.031462	0.031317
L1 İmplant	8.3265	12.843
L2 İmplant	3.8205	4.2226
R1 İmplant	11.896	14.392
R2 İmplant	4.6823	5.1535
L1 Abutment	9.312	8.7685
L2 Abutment	2.6908	2.4778
R1 Abutment	8.5595	7.8273
R2 Abutment	4.5244	3.9673
L1 Lastik	0.00072170	0.00070269
L2 Lastik	0.0002412	0.00024426
R1 Lastik	0.00074469	0.00072582
R2 Lastik	0.000253020	0.00025506
L1 Tutucu	9.539	9.5212
L2 Tutucu	1.749	1.7552
R1 Tutucu	9.2569	9.2315
R2 Tutucu	1.58540	1.6234

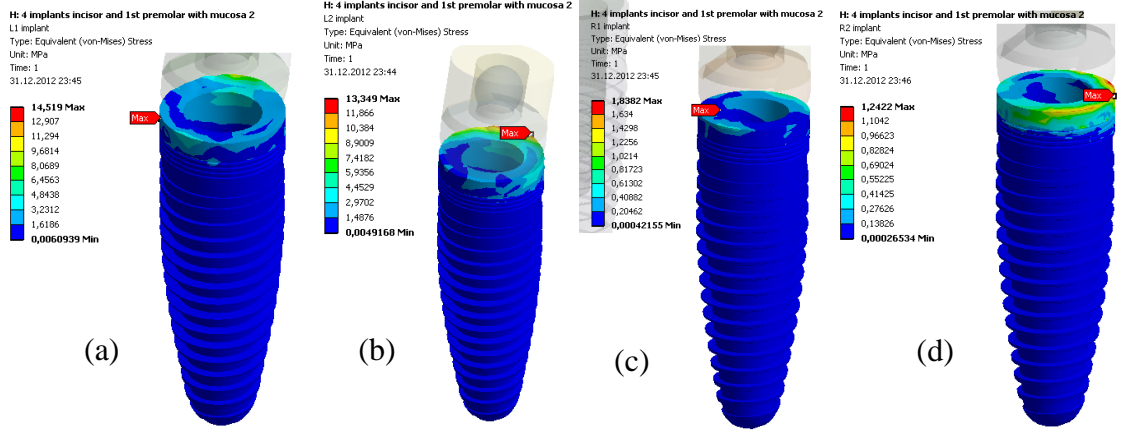
Yükün sol köpek dişine uygulanmasının 4IPM modelinde oluşan gerilme dağılımına etkisi aşağıdaki gibidir.

Kemikte meydana gelen gerilme dağılımı Şekil 3.38 de verilmiştir. Her iki kemik tabakası içinde gerilmenin yükün uygulandığı bölgede yoğunlaştığı görülmektedir. Kortikal kemikte 4.185 MPa olan maksimum gerilme değeri trabeküler kemikte 0.042721 MPa'dır.



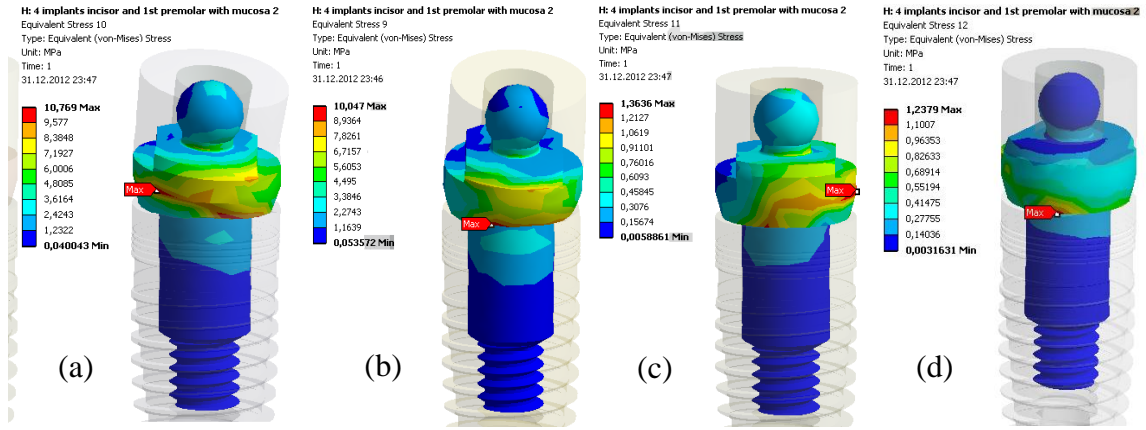
**Şekil 3.38** Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

İmplantlarda oluşan gerilme dağılımları Şekil 3.39 da verilmiştir. Maksimum gerilme değerleri L1 implant için 14.519 MPa, L2 implant için 13.349 MPa, R1 implant için 1.8382 MPa, R2 implant için 1.2422 MPa şeklindedir.



Şekil 3.39 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

Oluşan gerilmelerin abutmentlerde dağılımı Şekil 3.40 da verilmiştir. Abutmentlerde oluşan maksimum gerilme değerleri implantlar gibi yükün uygulandığı tarafta daha büyük değerler almıştır. L1, L2, R1, R2 abutmentlerinde meydana gelen maksimum gerilme değerleri sırasıyla 10.769 MPa, 10.047 MPa, 1.3636 MPa ve 1.2379 MPa şeklindedir.



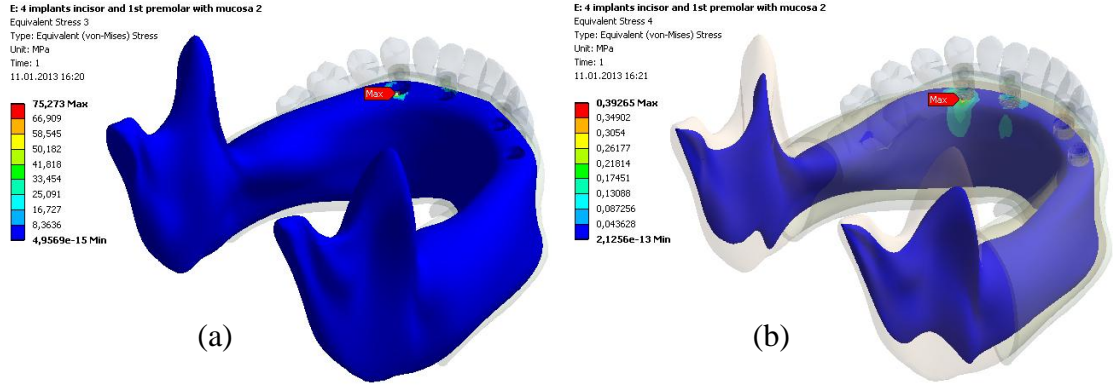
Şekil 3.40 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

4IPM modeli için titanyum ve zirkonyum implantların kullanıldığı ve yükün sol köpek dişinden uygulandığı durumda oluşan maksimum gerilme değerleri her bir parça için tablo 3.11 de verilmiştir.

**Tablo 3.11** 4IPM modelinde yükün sol köpek dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

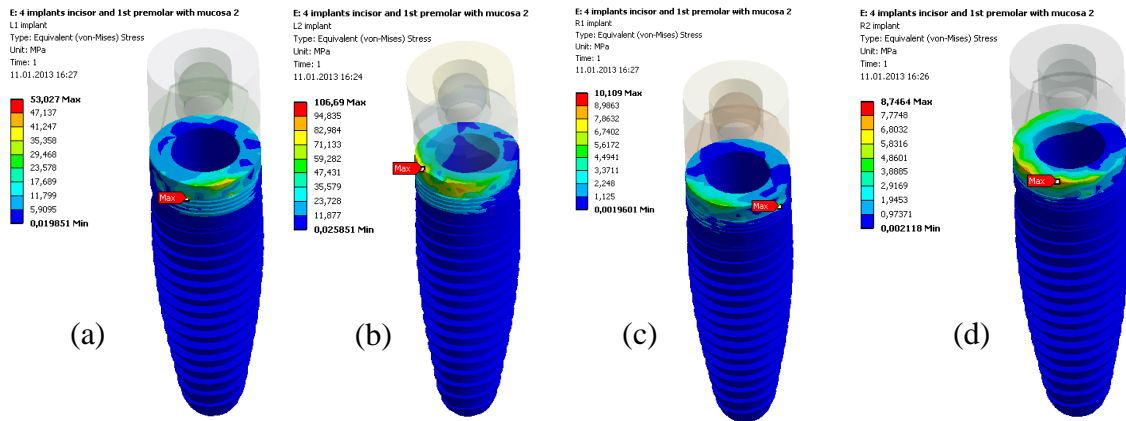
<b>Parça</b>	<b>Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)</b>	<b>Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)</b>
Diş Eti	0.00093086	0.00089295
Kortikal Kemik	4.185	4.0759
Trabeküler Kemik	0.042721	0.042122
L1 İmplant	14.519	19.313
L2 İmplant	13.349	16.321
R1 İmplant	1.8382	2.243
R2 İmplant	1.2422	1.3563
L1 Abutment	10.769	10.067
L2 Abutment	10.047	9.2571
R1 Abutment	1.3636	1.2720
R2 Abutment	1.2379	1.0624
L1 Lastik	0.00093707	0.00093111
L2 Lastik	0.0010171	0.00097979
R1 Lastik	0.00015301	0.00014669
R2 Lastik	0.000068764	0.000065299
L1 Tutucu	15.882	15.901
L2 Tutucu	12.993	13.399
R1 Tutucu	1.2998	1.2759
R2 Tutucu	0.60591	0.60336

Yükün sol birinci büyük azı dişine uygulanması sonucu oluşan gerilme dağılımları aşağıdaki gibidir. Tıpkı bundan önceki modeller gibi yükün birinci büyük azı dişinden uygulanması hem kemik hem implant hem de abutment için en büyük gerilme değerlerinin ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Kortikal ve trabeküler kemik için gerilme dağılımları Şekil 3.41’de verilmiştir. İki kemik tabakası içinde maksimum gerilme değerleri L2 implantının yerleştirildiği bölgede meydana gelmiştir. Kortikal kemikte maksimum gerilme değeri 75.273 MPa trabeküler kemikte maksimum gerilme değeri 0.39265 MPa’dır.



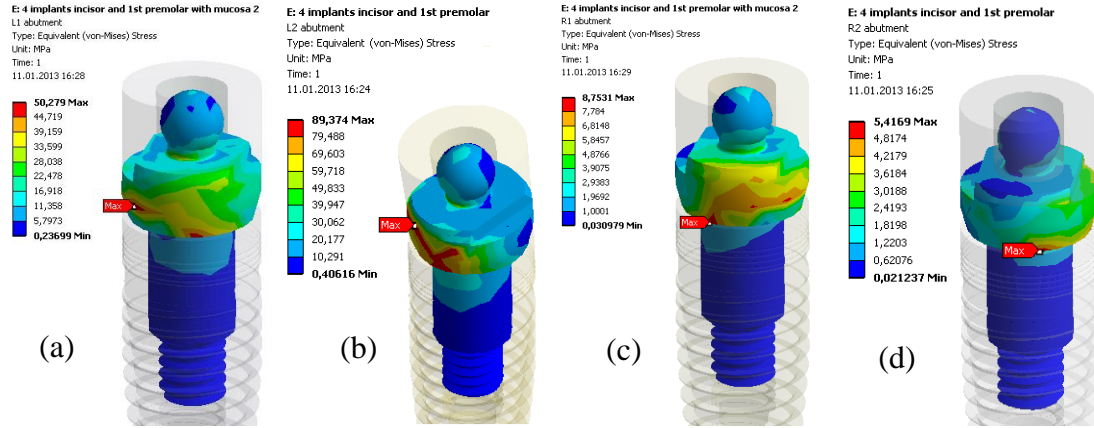
Şekil 3.41 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

İmplantlarda meydana gelen maksimum gerilme değerleri L1, L2, R1, R2 implantları için sırasıyla 53.027 MPa, 106.69 MPa, 10.109 MPa, 8.7464 MPa'dır. İmplantlarda oluşan gerilme dağılımları Şekil 3.42 da verilmiştir. Gerilme dağılımları incelendiğinde 4 implant içinde gerilmelerin implant kortikal kemik bağlantı noktasında yoğunlaştığı ve maksimum gerilmenin implant boyun bölgesinde olduğu görülmektedir.



Şekil 3.42 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

Gerilme dağılımlarının abutmentlerde nasıl gerçekleştiği Şekil 3.43 da verilmiştir. Maksimum gerilme değerleri L1 abutmentinde 50.279 MPa, L2 abutmentinde 89.374, R1 abutmentinde 8.7531, R2 abutmentinde 5.4169 MPa şeklinde meydana gelmiştir.



Şekil 3.43 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

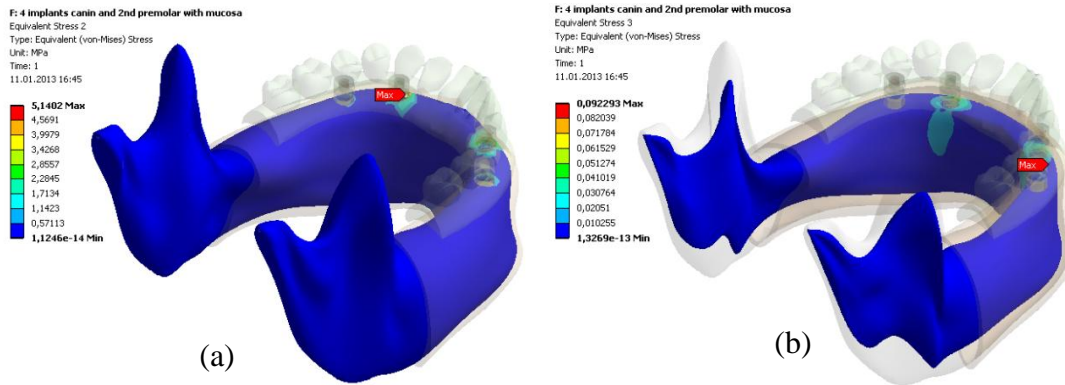
4IPM modeli için titanyum ve zirkonyum implantların kullanıldığı ve yükün sol birinci büyük azı dişinden uygulandığı durumda oluşan maksimum gerilme değerleri her bir parça için tablo 3.12 de verilmiştir.

**Tablo 3.12** 4IPM modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

Parça	Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)	Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)
Diş Eti	0.019626	0.019145
Kortikal Kemik	75.2730	73.4270
Trabeküler Kemik	0.392650	0.358190
L1 İmplant	53.0270	74.4210
L2 İmplant	106.6900	119.2900
R1 İmplant	10.109	11.850
R2 İmplant	8.7464	10.0820
L1 Abutment	50.279	46.403
L2 Abutment	89.3740	92.1560
R1 Abutment	8.7531	7.5746
R2 Abutment	5.4169	4.9014
L1 Lastik	0.00511930	0.00495950
L2 Lastik	0.0104960	0.0101190
R1 Lastik	0.00093148	0.00883900
R2 Lastik	0.000443880	0.000411390
L1 Tutucu	51.976	51.588
L2 Tutucu	102.380	104.970
R1 Tutucu	10.0410	9.4706
R2 Tutucu	5.01230	4.95580

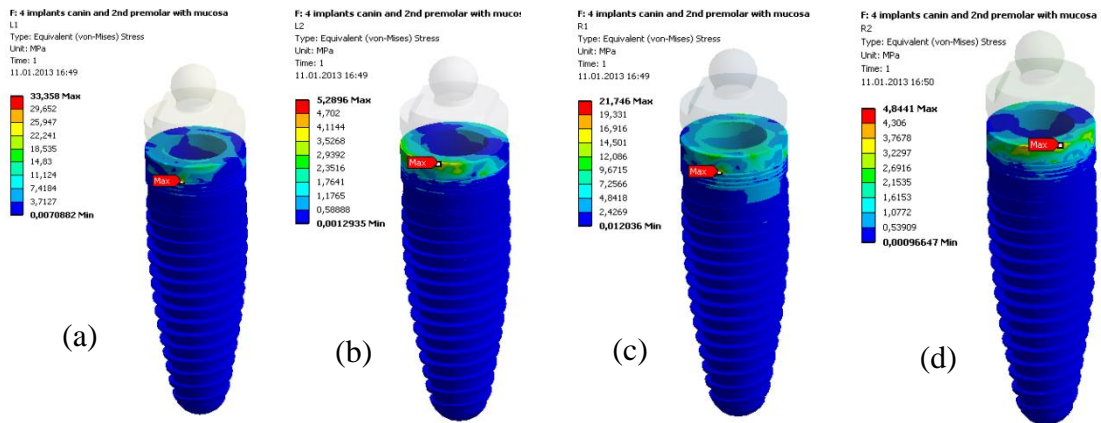
### 3.2.2 İmplantların köpek dişlerinin ve ikinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirildiği model (4CPM)

2CPM modelinde implant malzemesi olarak zirkonyum kullanılması ve yükün birinci kesici dişlere 40 Newton uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri Şekil 3.44 de verilmiştir. Kortikal kemikte ortaya çıkan gerilme değeri 5.1402 MPa ve trabeküler kemikte ortaya çıkan maksimum gerilme değeri 0.092293 MPa'dır.



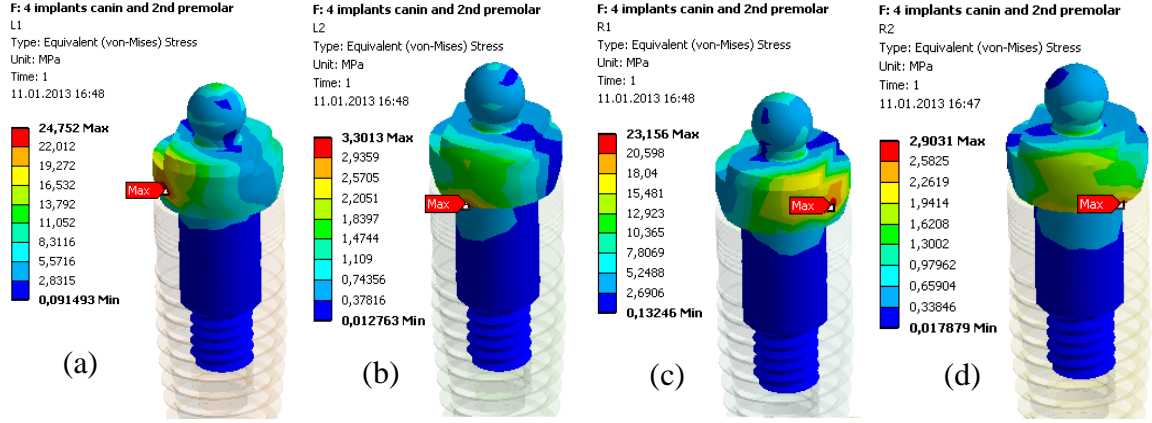
Şekil 3.44 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Şekil 3.45 de implantlarda meydana gelen maksimum gerilme değerleri görülmektedir. L1 implant için 33.358 MPa, L2 implant için 5.2896, R1 implant için 21.746, ve R2 implant için 4.8441 MPa gerilme değerleri okunmuştur.



Şekil 3.45 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

Kemik içerisine yerleştirilen implant ile üst yapı arasında bağlantı elemanı görevi üstlenen abutmentlerde meydana gelen gerilme dağılımları Şekil 3.46 da verilmiştir. L1, L2, R1 ve R2 abutmentlerde sırasıyla 24.752 MPa, 3.3013 MPa, 23.156 MPa ve 2.9031 MPa maksimum gerilme oluşmuştur.



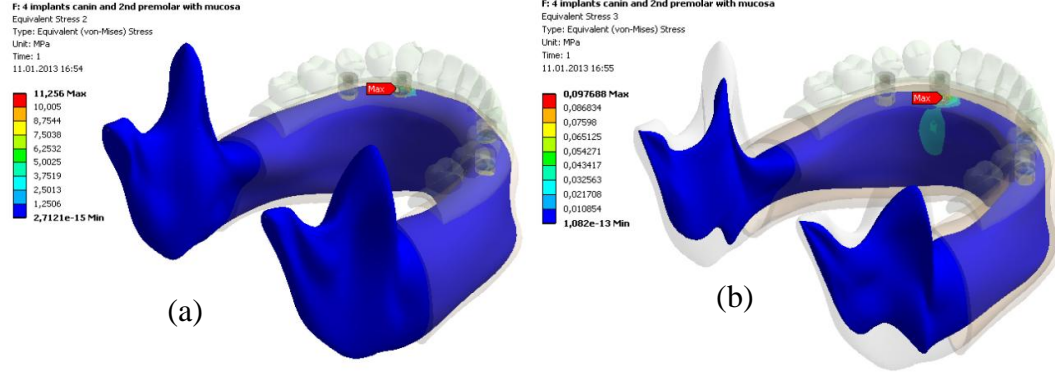
Şekil 3.46 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

Tablo 3.13 de titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 4CPM modeli için birinci kesici dişlere 40 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.13** 4CPM modelinde yükün birinci kesici dişlere uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

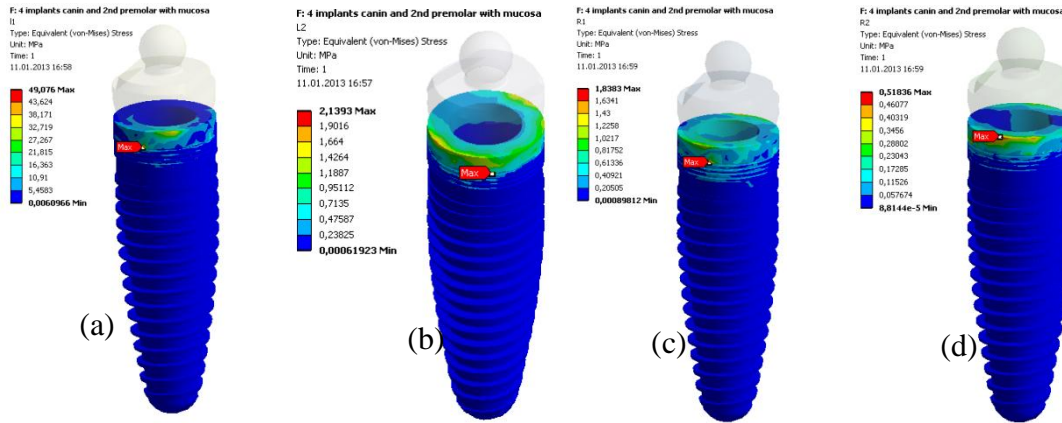
Parça	Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)	Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)
Diş Eti	0.084689	0.061552
Kortikal Kemik	6.974	5.1402
Trabeküler Kemik	0.11733	0.092293
L1 İmplant	35.241	33.358
L2 İmplant	5.9122	5.2896
R1 İmplant	23.291	21.746
R2 İmplant	5.5242	4.8441
L1 Abutment	36.035	24.752
L2 Abutment	4.9454	3.3013
R1 Abutment	33.215	23.156
R2 Abutment	4.4087	2.9031
L1 Lastik	0.0070386	0.0050736
L2 Lastik	0.00049116	0.00034387
R1 Lastik	0.0049271	0.0034992
R2 Lastik	0.000524740	0.0003657
L1 Tutucu	35.711	25.974
L2 Tutucu	2.7999	2.0601
R1 Tutucu	34.064	24.804
R2 Tutucu	3.2008	2.3489

4CPM modelinde implant malzemesi olarak zirkonyum kullanılması ve yükün sol köpek dişine 55 Newton uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri ve gerilme dağılımları Şekil 3.47 de verilmiştir. Kortikal kemikte ortaya çıkan maksimum gerilme değeri 11.256 MPa iken trabeküler kemikte ortaya çıkan değer 0.97688 MPa'dır.



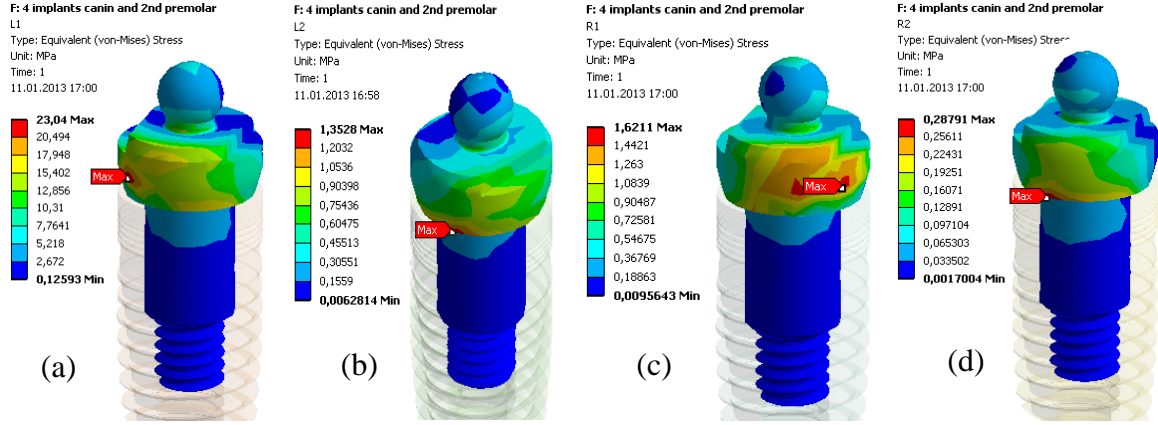
Şekil 3.47 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Yükün sol köpek dişine uygulanması nedeniyle implantlarda ortaya çıkan gerilme dağılımları Şekil 3.48 de verilmiştir. Maksimum Von mises gerilme değeri L1 implantında 49.076 MPa, L2 implantında 2.1393 MPa, R1 implantında 1.8383 MPa ve R2 implantında 0.51836 MPa'dır.



Şekil 3.48 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

Şekil 3.49 da abutmentlerde meydana gelen dağılımları verilmiştir. Abutmentlerde oluşan maksimum gerilme değerleri L1, L2, R1, R2 abutmentlerde sırasıyla 23.04 MPa, 1.3528 MPa, 1.6211 MPa ve 0.28791 MPa'dır.



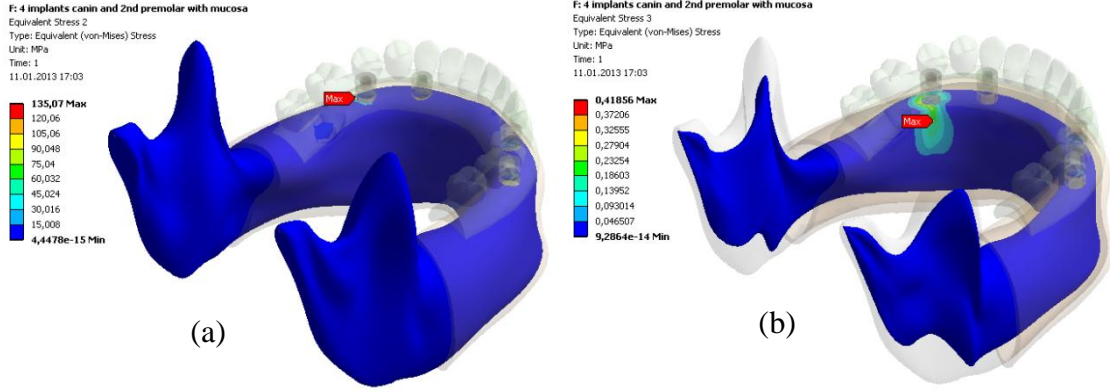
Şekil 3.49 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

Tablo 3.14 de titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 4CPM modeli için sol köpek dişine 55 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.14** 4CPM modelinde yükün sol köpek dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

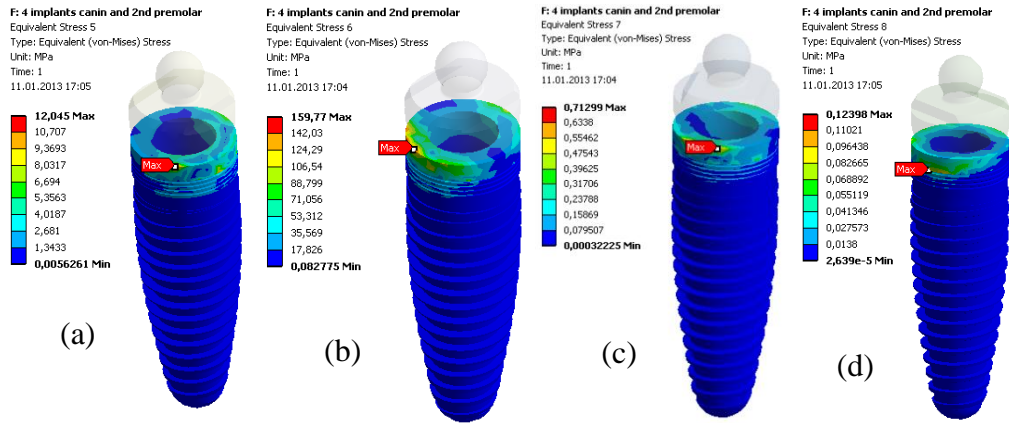
Parça	Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)	Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)
Diş Eti	0.0063299	0.0062998
Kortikal Kemik	9.134	11.256
Trabeküler Kemik	0.099374	0.097688
L1 İmplant	37.177	49.076
L2 İmplant	1.736	2.1393
R1 İmplant	1.4239	1.8383
R2 İmplant	0.44372	0.51836
L1 Abutment	24.838	23.04
L2 Abutment	1.5851	1.3528
R1 Abutment	1.6923	1.6211
R2 Abutment	0.31333	0.28791
L1 Lastik	0.0038509	0.0037391
L2 Lastik	0.00018486	0.00016421
R1 Lastik	0.00027839	0.00026856
R2 Lastik	0.000040951	0.000038796
L1 Tutucu	25.49	25.495
L2 Tutucu	1.1565	1.0964
R1 Tutucu	1.8691	1.8624
R2 Tutucu	0.21219	0.21328

4CPM modelinde implant malzemesi olarak titanyum kullanılması ve yükün birinci büyük azı dişine 100N uygulanması sonucu kemikte ortaya çıkan Von mises gerilme değerleri Şekil 3.50 de verilmiştir. Kortikal kemikte 135.07 MPa, trabeküler kemikte 0.41856 MPa gerilme değerleri gözlemlenmiştir.



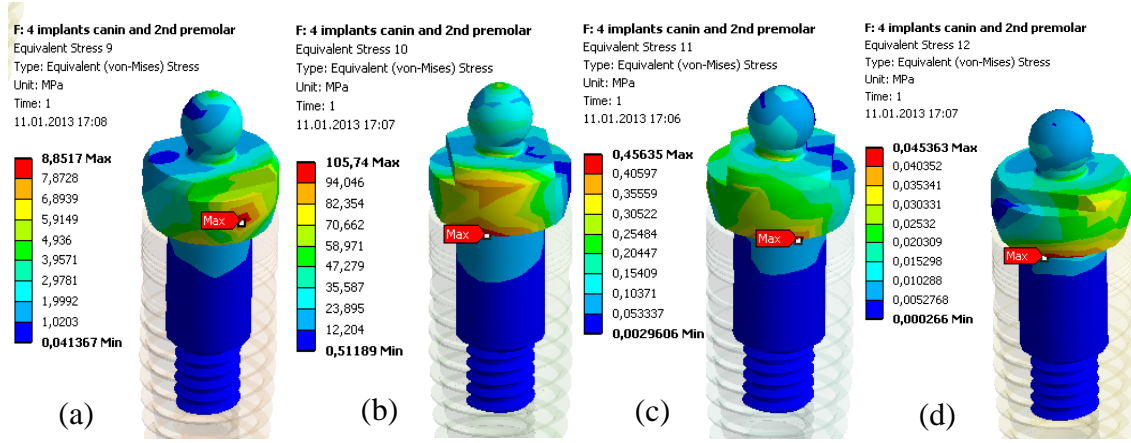
Şekil 3.50 Kemikteki gerilme dağılımı (a) Kortikal Kemik (b) Trabeküler Kemik

Aynı yükleme durumunda implantlarda ortaya çıkan gerilme dağılımları Şekil 3.51 de verilmiştir. İmplantlarda meydana gelen gerilme dağılımları L1 implant için 12.045 MPa, L2 implant için 159.77 MPa, R1 implant için 0.71299 MPa ve R2 implant için 0.12398 MPa'dır.



Şekil 3.51 İmplantlardaki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

Abutmentlerde ortaya çıkan gerilme dağılımları Şekil 3.52 da verilmiştir. Maksimum gerilme değerleri incelendiğinde en büyük gerilme değeri 105.74 MPa ile L2 implantında meydana gelmiştir. L1, R1, R2 implantlarında meydana gelen maksimum gerilme değerleri ise sırasıyla 8.8517 MPa, 0.45635 MPa ve 0.045363 MPa'dır.



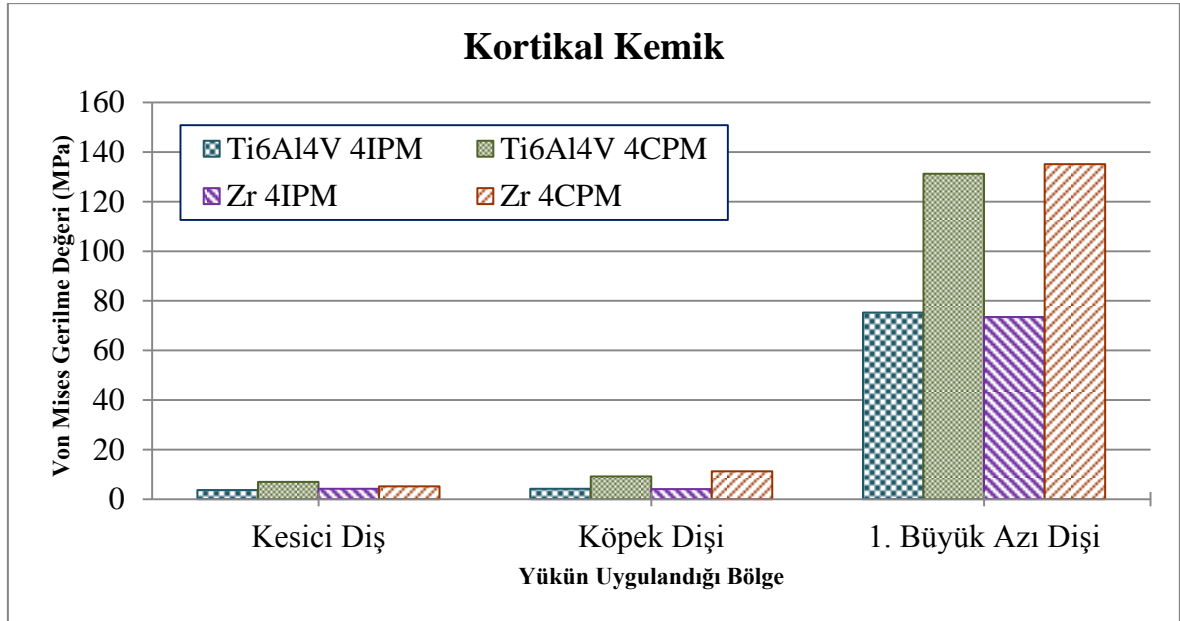
Şekil 3.52 Abutmentlerdeki gerilme dağılımı (a) L1 (b) L2 (c) R1 (d) R2

Tablo 3.15 de titanyum ve zirkonyum malzemenin kullanıldığı 4CPM modeli için sol taraftaki birinci büyük azı dişine 100 N yük uygulanması halinde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.15** 4CPM modelinde yükün sol taraftaki birinci büyük azı dişine uygulanması sonucu meydana gelen maksimum Von mises gerilme değerleri

Parça	Titanyum için Maksimum Gerilme (MPa)	Zirkonyum için Maksimum Gerilme (MPa)
Diş Eti	0.082085	0.081507
Kortikal Kemik	131.23	135.07
Trabeküler Kemik	0.41277	0.41856
L1 İmplant	9.7848	12.045
L2 İmplant	142.49	159.77
R1 İmplant	0.53318	0.71299
R2 İmplant	0.10722	0.12398
L1 Abutment	9.48882	8.8517
L2 Abutment	116.23	105.74
R1 Abutment	0.50691	0.45635
R2 Abutment	0.052326	0.045363
L1 Lastik	0.0015162	0.0014739
L2 Lastik	0.022488	0.021517
R1 Lastik	0.000071097	0.000068881
R2 Lastik	0.0000056089	0.0000052103
L1 Tutucu	10.063	9.8419
L2 Tutucu	106.06	106.59
R1 Tutucu	0.36203	0.36593
R2 Tutucu	0.049867	0.050244

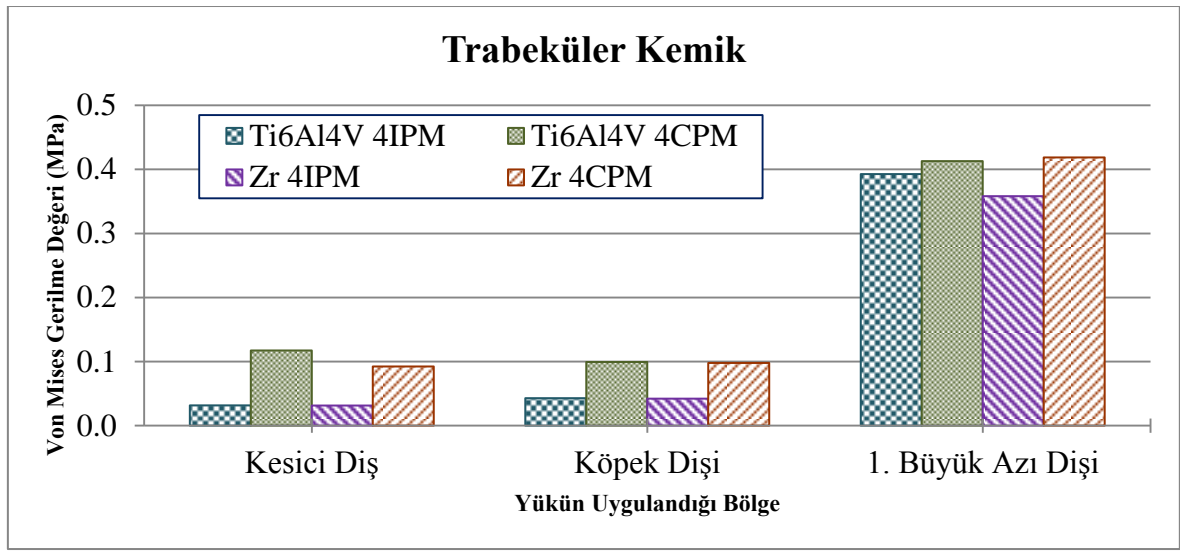
Şekil 3.53'te 4 implantın kullanıldığı modeller için kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme değerleri titanyum ve zirkonyum implantlar için verilmiştir. Tüm modeller için en büyük gerilme değerleri birinci büyük azı dişine kuvvet uygulanması sonucu oluşurken en küçük gerilme değerleri ise kesici dişlerden kuvvet uygulanması durumunda ortaya çıkmıştır. Birinci büyük azı dişinden kuvvet uygulanması sonucu titanyum implantın kullanıldığı 4CPM modelinde ortaya çıkan maksimum gerilme değeri aynı modele kesici dişten kuvvet uygulanması sonucu ortaya çıkan gerilme değerinin 18.8, köpek dişine kuvvet uygulanması sonucu ortaya çıkan gerilme değerinin ise 14.4 katı olmuştur. Kesici dişlerden kuvvet uygulanması sonucu oluşan en küçük gerilme değeri 3.6631 MPa ile Ti6Al4V 4IPM modelinde gözlenmiştir. Zr 4IPM modelinde oluşan gerilme değeri Ti6Al4V modelinin 1.15 katı oluşmuş ve 4.1994 MPa değerini almıştır. Zr 4CPM modelinde oluşan maksimum gerilme değeri 5.1402 MPa ile Ti6Al4V modelinden 1.4 kat daha yüksek çıkmıştır. Kesici dişlerden kuvvet uygulanması durumunda ortaya çıkan en yüksek gerilme değeri 6.974 MPa ile Ti6Al4V 4CPM modelinde meydana gelmiş ve Ti6Al4V modelinden 1.9 kat fazla çıkmıştır.



Şekil 3.53 Kortikal kemik için maksimum Von mises gerilme değerleri

Trabeküler kemikte meydana gelen maksimum gerilme değerleri Şekil 3.54 te verilmiştir. En yüksek gerilme değerinin zirkonyum malzemenin kullanıldığı 4CPM modeline birinci büyük azı dişinden yük uygulanması sonucu olduğu görülmüştür. Aynı

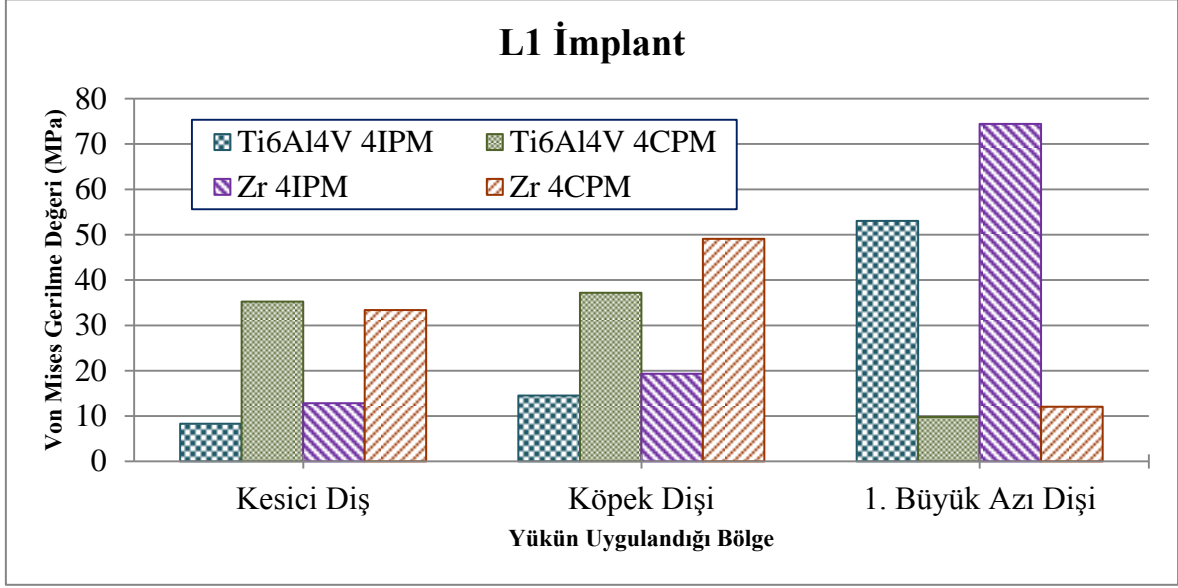
malzeme türü için 4CPM modelinde oluşan gerilme değerleri 4IPM modelinde oluşan gerilme değerinden daha yüksek çıkmıştır. Zirkonyum implantlı 4CPM modelinde yükün uygulandığı bölgenin gerilme üzerindeki etkisi incelendiğinde en düşük gerilme değerinin 0.092293 MPa ile yükün kesici dişlerden uygulanması neticesinde oluşmuştur. Yükün köpek dişinden uygulanması kesici dişlerden yüklemeye göre 1.06 kat fazla gerilmeye sebep olmuştur. Yükün birinci büyük azı dişinden uygulanması 0.41856 MPa gerilme oluşturmuştur. Yükün birinci büyük azı dişinden uygulanması kesici dişlerden yüklemeye göre 4.54 kat, köpek dişinden yüklemeye göre ise 4.29 kat fazla gerilmeye sebep olmuştur.



Şekil 3.54 Trabeküler kemik için maksimum Von mises gerilme değerleri

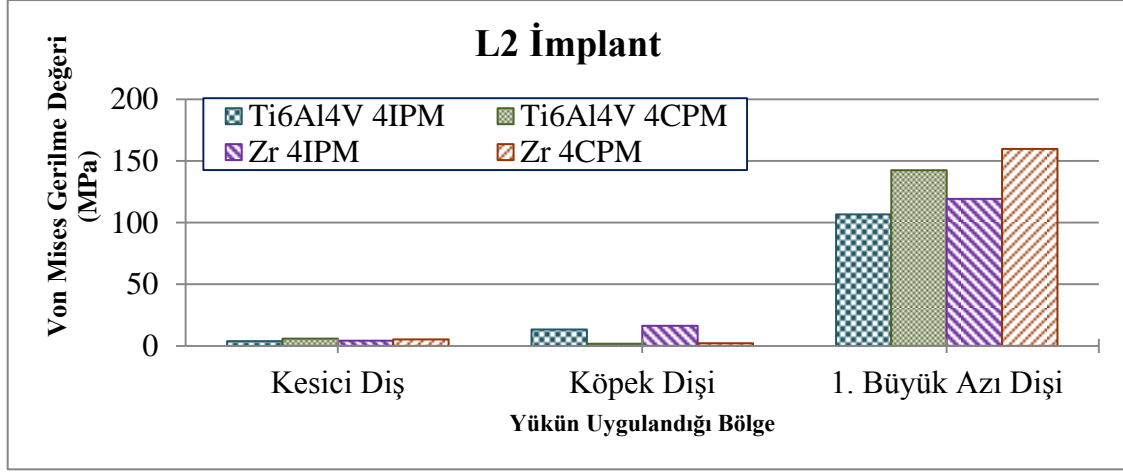
Şekil 3.55 de L1 implantında oluşan maksimum gerilme değerleri görülmüştür. En düşük gerilme değeri titanyum implantın kullanıldığı 4IPM modeline kesici diştten yükleme durumunda 8.3265 MPa olarak okunmuştur. Köpek dişinden yükleme durumunda malzeme ve modelin gerilmeye etkisi incelendiğinde oluşan gerilmeler büyükten küçüğe doğru, zirkonyum implantın kullanıldığı 4CPM modelinde 49.076 MPa, titanyum implantın kullanıldığı 4CPM modelinde 37.177 MPa, zirkonyum implantın kullanıldığı 4IPM modelinde 19.313 MPa, titanyum implantın kullanıldığı 4IPM modelinde 14.519 MPa şeklinde sıralanmıştır. İmplantların ikinci kesici dişler ile birinci küçük azı dişlerinin altına yerleştirildiği 4IPM modelinde yükün kesici dişlerden uygulanması halinde titanyum implantlı modelde oluşan gerilme 8.3265 MPa iken aynı şartlarda zirkonyum implantlı modelde oluşan gerilme 1.54 kat artmış ve 12.843 MPa olmuştur. 4IPM modelinde yükün köpek dişinden uygulanması halinde titanyum implantlı modelde 14.519 MPa gerilme

okunurken zirkonyum implantlı modelde 19.313 MPa gerilme görülmüştür. İki model arasındaki gerilme oranı 1.33 tür. Yine 4IPM modelinde yükün birinci büyük azı dışından uygulanması halinde titanyum implantlı modelde oluşan gerilme 53.027 MPa iken zirkonyum implantlı modelde oluşan gerilme titanyum implantlı modele kıyasla 1.4 kat artarak 74.421 MPa değerini almıştır.



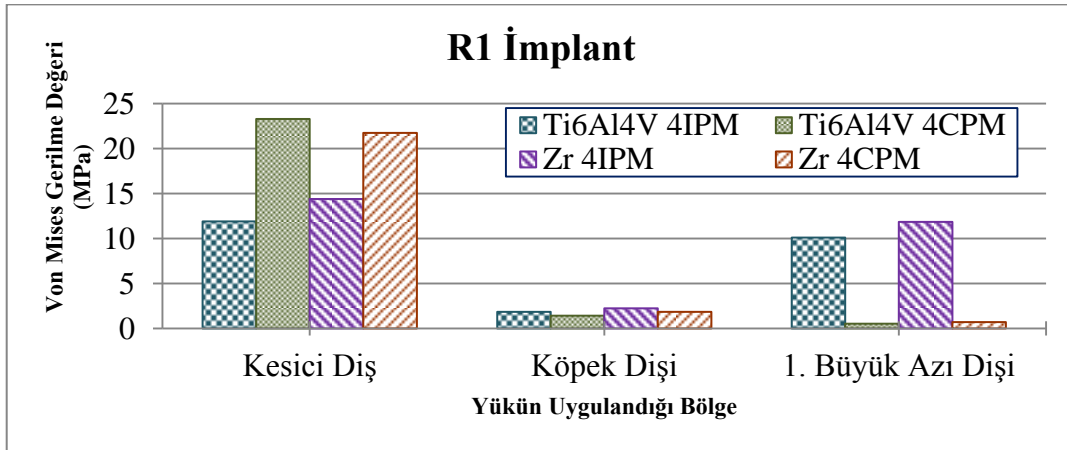
Şekil 3.55 L1 implant için maksimum Von mises gerilme değerleri

L2 implantında meydana gelen maksimum gerilme değerleri Şekil 3.56'da verilmiştir. En yüksek gerilme değeri zirkonyum implantlı 4CPM modelinde 159.7 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Bütün modellerde en yüksek gerilme değerleri 4CPM modeline birinci büyük azı dışından yükleme durumunda ortaya çıkarken en düşük gerilme değeri aynı modele köpek dışından yükleme durumunda ortaya çıkmıştır. Yükün birinci büyük azı dışından uygulanması Ti6Al4V 4IPM modelinde 106.69 MPa gerilme oluşturmuştur. Aynı yükleme için zirkonyum implant kullanılan 4IPM modelinde gerilme titanyum implantlı modele kıyasla 1.12 kat artmış ve 119.29 MPa olmuştur. Aynı yükleme durumunda titanyum implantlı 4CPM modelinde gerilme 142.49 MPa'dır. Zirkonyum implantlı 4CPM modelinde Ti6Al4V 4CPM modelinden 1.12 kat fazla gerilme oluşmuş ve 159.77 MPa değerini almıştır.



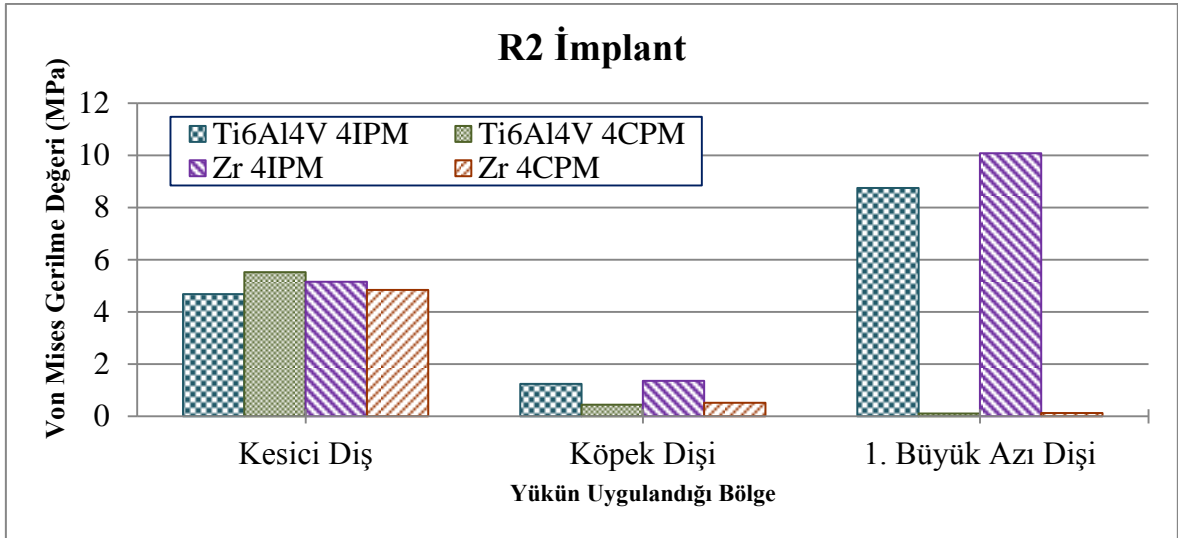
Şekil 3.56 L2 implant için maksimum Von mises gerilme değerleri

Şekil 3.57 de R1 implant için ortaya çıkan maksimum gerilme değerleri verilmiştir. Sol taraftaki implantlarda birinci büyük azı dişinden yükleme durumunda en büyük gerilme değerleri ortaya çıkarken çenenin sağ tarafına yerleştirilen R1 implantında en büyük gerilme değerleri yükün kesici dişlere uygulanması sonucu ortaya çıkmıştır. Ortaya çıkan gerilme değerlerinin malzeme ve model değişimi ile en az değiştiği yükleme durumu köpek dişinden yükün uygulandığı modeldir. Zirkonyum implantların kullanıldığı 4IPM modelinde yükün uygulandığı bölgenin gerilmeye etkisi incelendiğinde en düşük gerilme değerinin yükün köpek dişinden uygulanması sonucu 2.243 MPa olduğu görülmüştür. Yükün birinci büyük azı dişinden uygulanması sonucu 11.85 MPa gerilme olmuş, köpek dişinden yüklemeye oranla 5.28 kat fazla gerilme gözlenmiştir. En fazla gerilmenin meydana geldiği kesici dişten yükleme köpek dişinden yüklemekten 6.42 kat fazla gerilme oluşturmuştur. Gözlenen gerilme değeri 14.392 MPa'dır.



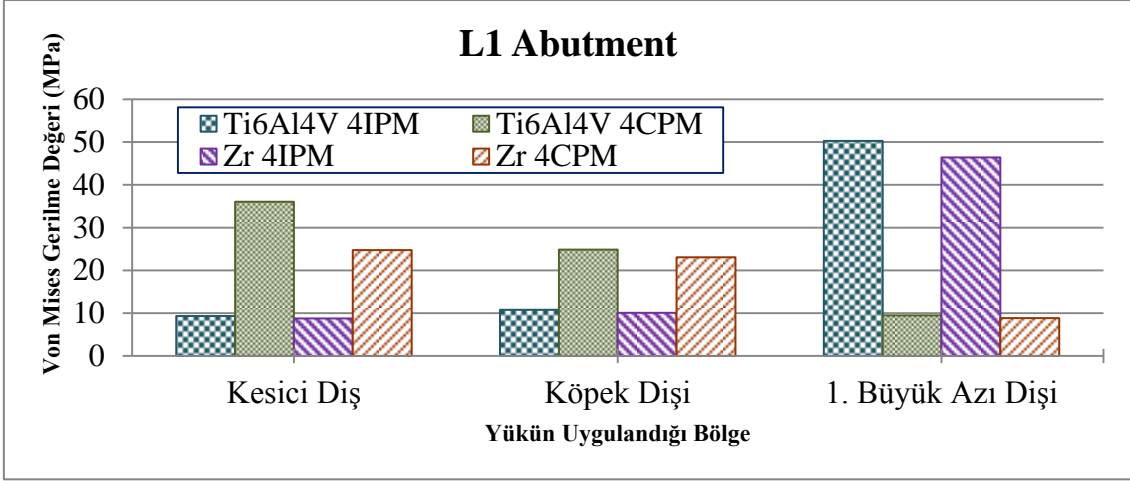
Şekil 3.57 R1 implant için maksimum Von mises gerilme değerleri

R2 implantında meydana gelen maksimum gerilme değerleri Şekil 3.58 de verilmiştir. En yüksek gerilme değerlerinin 4IPM modellerine yükün birinci büyük azı dişinden uygulanması sonucu ortaya çıktığı görülürken en düşük gerilme değerlerinin 4CPM modellerine yükün birinci büyük azı dişinden uygulandığı modellerde oluştuğu görülmüştür. Titanyum implantın kullanıldığı ve yükün kesici dişlerden uygulandığı 4IPM modelinde ortaya çıkan gerilme titanyum implantın kullanıldığı 4CPM modelinde çıkan gerilmeden %18 daha yüksek çıkmıştır. Yükün köpek dişinden uygulanması sonucu model ve malzeme değişiminin gerilme üzerindeki etkisi incelendiğinde en düşük gerilmenin 0.44372 MPa ile Ti6Al4V 4CPM modelinde oluştuğu görülmüştür. Zr 4CPM modelinde görülen gerilme değeri 0.51836 MPa, Ti6Al4V 4IPM modelinde 1.2422 MPa ve Zr 4IPM modelinde 1.3563 MPa gerilme görülmüştür. Diğer modellerde oluşan gerilmenin Ti6Al4V 4CPM modelinde oluşan gerilmeye oranları sırasıyla 1.17, 2.8 ve 3.06'dır.



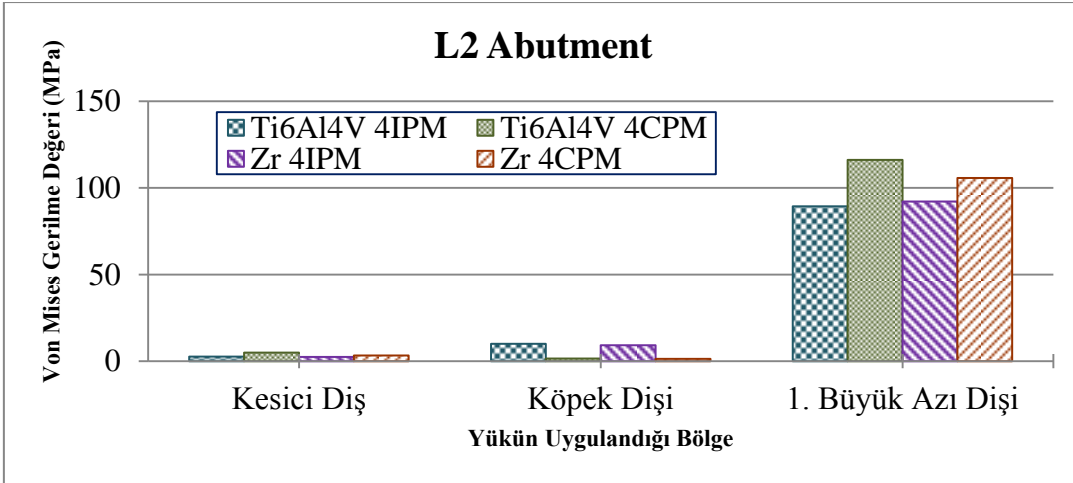
Şekil 3.58 R2 implant için maksimum Von mises gerilme değerleri

Şekil 3.59 de L1 abutment için ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri verilmiştir. En yüksek Von mises gerilme değeri yükün birinci büyük azı dişinden uygulandığı 4IPM modelinde titanyum implant kullanılması durumunda meydana gelmiştir. Yükün köpek dişinden uygulanmasın durumunda 4IPM modelinde titanyum ve zirkonyum implantlar için yaklaşık gerilmeler ortaya çıkmıştır. 4CPM modelinde yükün kesici dişlerden uygulanması sonucu titanyum implantlı modelin zirkonyum implantlı modelden 1.46 kat fazla gerilme oluşturduğu görülmüştür. Aynı oran yükün köpek dişinden uygulandığı modelde 1.078 ve yükün birinci büyük azı dişinden uygulandığı modelde 1.072'dir.



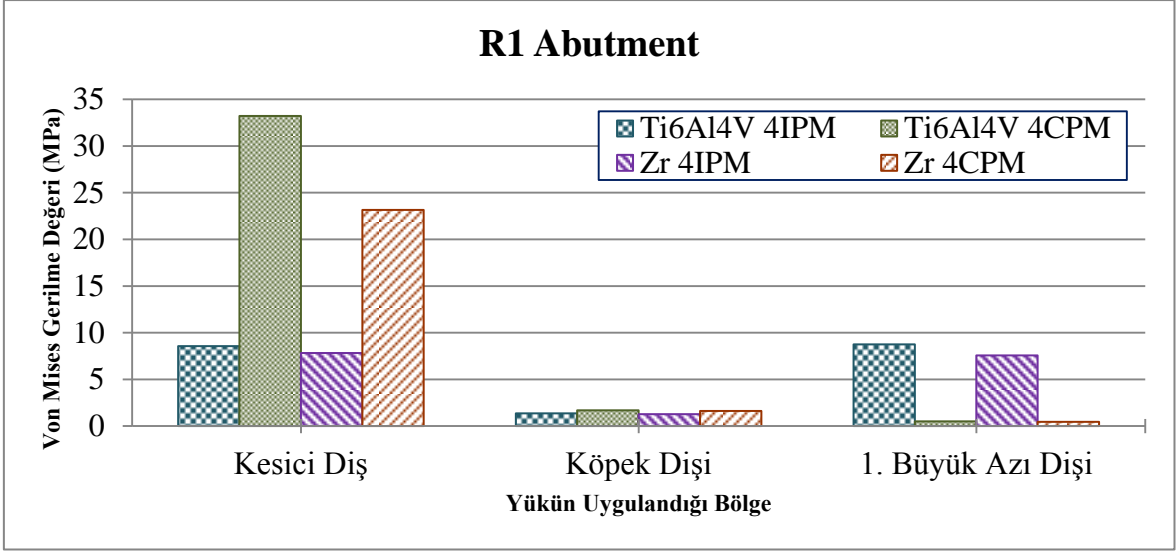
Şekil 3.59 L1 abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri

L2 abutmentte meydana gelen maksimum gerilmeler Şekil 3.60 de verilmiştir. Tıpkı L1 abutmentte olduğu gibi maksimum gerilme değerleri birinci büyük azı dişine yük uygulanan modellerde gözlenmiştir. Titanyum implantların kullanıldığı 4 IPM modelinde kesici dişlerden yükleme durumu için ortaya çıkan gerilme değeri 2.6908 MPa iken köpek dişine yük uygulanması durumunda 2.73 kat artışla 10.047 MPa, birinci büyük azı dişinden yükleme durumunda ise 33.22 kat artışla 89.374 MPa olmuştur.



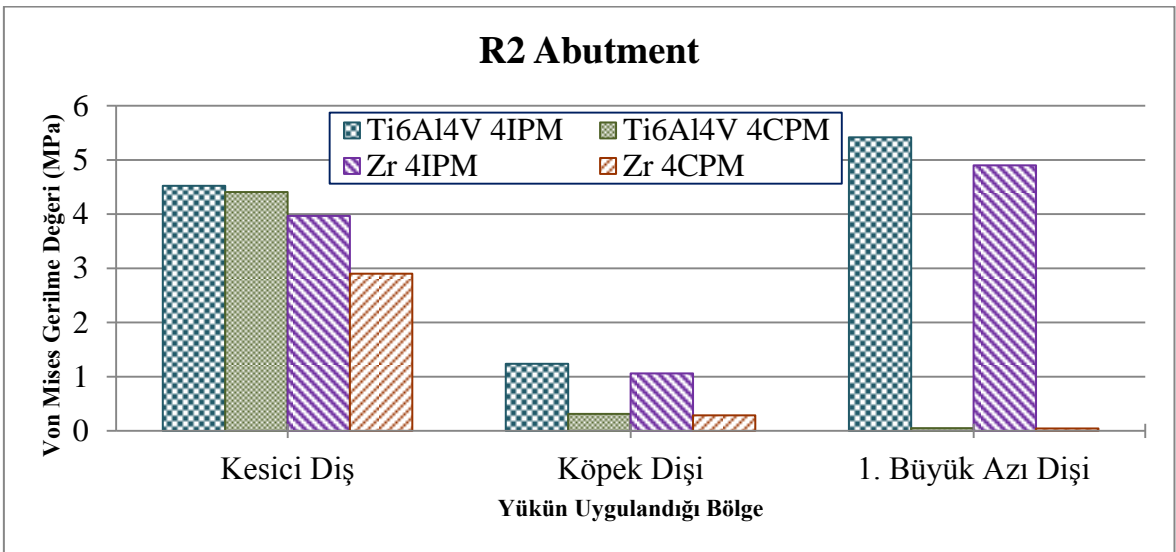
Şekil 3.60 L2 abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri

R1 abutmentte meydana gelen maksimum gerilme değerleri Şekil 3.61 de verilmiştir. En yüksek gerilme değeri titanyum implantın kullanıldığı 4CPM modeline kesici dişten yük uygulanması durumunda gözlenirken en düşük gerilme değeri zirkonyum implantın kullanıldığı 4CPM modeline birinci büyük azı dişinden yük uygulanması durumunda gözlenmiştir.



Şekil 3.61 R1 abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri

Şekil 3.62 te R2 abutmentte meydana gelen maksimum gerilme değerleri verilmiştir. En yüksek gerilme değerinin 5.4169 MPa ile titanyum implantın kullanıldığı 4IPM modeline yükün birinci büyük azı dişine uygulandığı durumda meydana geldiği, en düşük gerilme değerinin ise 0.045363 MPa ile zirkonyum implantın kullanıldığı 4CPM modeline birinci büyük azı dişinden yük uygulanması durumunda olduğu görülmüştür. Yükün kesici diştten uygulanması sonucu ortaya çıkan gerilmeler büyükten küçüğe doğru Ti6Al4V 4IPM, Ti6Al4V 4CPM, Zr 4IPM ve Zr 4CPM modellerinde sırasıyla 4.5244, 4.4087, 3.9673 ve 2.9031'dir.



Şekil 3.62 R2 abutment için maksimum Von mises gerilme değerleri

#### 4. DEĞERLENDİRME

Gerçekleştirilen çalışmada dental implant destekli hareketli protezlerin iki veya dört implantla farklı yerleşim düzenlerinde ve farklı implant malzemeleri ile desteklenmesi sonucu oluşacak gerilme dağılımları incelendi. İmplant yerleşim düzeni olarak iki implantlı 3 model ve dört implantlı iki model hazırlandı. Elde edilen modeller ANSYS workbench sonlu elemanlar yazılımı yardımıyla statik gerilme testlerine tabi tutuldu. elde edilen sonuçlar aşağıda açıklanmıştır.

1. Tüm modeller için yükün birinci büyük azı dışından uygulanması en yüksek gerilme değerlerinin ortaya çıkmasına sebep olmuştur. Bunun nedeni olarak birinci büyük azı dişinin tüm modellerde implantlara en uzak yükleme noktası olduğu ve uygulanan yükün momentinin daha yüksek olması gösterilebilir.
2. Dört implantlı modellerde ortaya çıkan gerilme değerleri tüm yükleme koşulları ve implant malzemeleri için iki implantlı modellerden daha düşük değerler almıştır. Bunun sebebi olarak uygulanan kuvvetin dört implant tarafından paylaşılması gösterilebilir.
3. İki implantlı modellerde ortaya çıkan maksimum Von mises gerilme değerleri implant yeri ve yük bölgesinin değişimiyle değişmiştir. Örneğin 2I modelinde maksimum gerilme değerleri yükün kesici dişlerden uygulanması neticesinde ortaya çıkarken 2C modelinde köpek dışından, 2PM modelinde ise birinci büyük azı dışından yük uygulanması maksimum Von mises gerilme değerlerinin gözlenmesine sebep olmuştur.
4. İmplantlarda meydana gelen gerilmeler implant boyun bölgesinde yoğunlaşmış ve en yüksek gerilme değerlerine implant boyun noktasında ulaşılmıştır. İmplant boyun bölgesinde yer alan ve implantın kemiğe daha iyi oturmasını sağlayan kanallar ilk yüklemenin implant boyun bölgesi tarafından karşılanmasına ve maksimum gerilme değerlerinin gözlendiği bölgenin implant boyun bölgesi olmasına sebep olmuştur.
5. Kemikte ortaya çıkan gerilme değerleri incelendiğinde en yüksek gerilme değerlerinin kortikal kemik tabakasında olduğu görülmüştür. Kortikal kemiğin elastisite modülünün 13.7 GPa, trabeküler kemiğin elastisite modülünün 1.37 GPa olduğu göz önüne alınırsa kortikal kemikte daha az şekil değişimi olacağı ve Hooke

kanununa göre aynı yüke maruz kalmasına karşın trabeküler kemikten daha yüksek gerilme değerleri ortaya çıkması gerekliliği bu sonucu desteklemektedir.

6. Titanyum malzemenin kullanıldığı implantların daha düşük gerilmelere sebep olduğu gözlenmiştir. Bunun sebebinin titanyumun mekanik özelliklerinin bir sonucu olduğu düşünülmektedir.
7. İki ve dört implantlı modeller için en kritik yüklemenin birinci büyük azı dışından yükleme olduğu saptanmıştır. Bunun nedeni olarak yükün öncelikle yüke en yakın implant tarafından karşılandığı ve diğer implantlara daha az etkimesinin olduğu düşünülmektedir. Bu görüş implantlarda oluşan gerilme değerleriyle desteklenmektedir.

## KAYNAKLAR

- [1] **Ring ME.** , 1995. A thousand years of dental implants, *A definitive history- Part 2. Compend Contin Educ Dent*, 16:1060-1069.
- [2] **Ring ME.** , 1995. A thousand years of dental implants, *A definitive history- Part 1. Compend Contin Educ Dent* , 16:1060-1069.
- [3] **Erkan SANCAKLI**, 2006. Alt dişsiz çenede bar destekli implant üstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [4] **Nilüfer BÖLÜKBAŞI**, 2008, anterior maksillada farklı lokalizasyonlarda uygulanan dental implantların çene kemiğindeki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [5] **Barbier, L., Vander Sloten, J., Krzesinski, G., Schepers, E. ve Van der Perre, G.** , 1998. Finite element analysis of non-axial versus axial Loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(11), 847-58.
- [6] **Solmaz, M.Y., Şanlıtürk, İ.H. ve Turgut, A.** , 2010, Parsiyel endoprotez artroplastisinde inklinasyon açısının ve kemik çimentosu ilavesinin gerilme dağılımına etkisi, 2. Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi, s 462-471.
- [7] **Lin.D., Li. Q., W. and Swain M.** , 2010. Bone Remodeling Induced by Dental Implants of Functionally Graded Materials, *Biomed Mater Res Part B: Apply Biomater*, 92B: 430-438.
- [8] **Mersin, T.Ö., Akova, T., Demirel, F., Uysal, H.,** 2009. Alt çene implant destekli overdenture protezlerde farklı tutucu tiplerinin ve değişik kret yüksekliklerinin implantlarda oluşan gerinime etkisi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 33(4), 20-33.
- [9] **Bonnet, A. S., Postaire, M., Lipinski, P.,** 2009, Biomechanical study of mandible bone supporting a four implant retained bridge Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position, *Medical Engineering & Physics*, 31, 806-815.
- [10] **Wilfried K., Peer W. K., Sinsa H., Al-Nawas, B., Wilfried W.,** 2010, A Comparison of Three Different Attachment Systems for Mandibular Two-Implant Overdentures: One-Year Report, *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12, 3, 209-218.
- [11] **Sadowsky, S. J., Caputo, A. A.,** Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs, *The journal of prosthetic dentistry* 92, 4, 328-336.
- [12] **Behlül BOYALI** , 2008. Diş protezinin sonlu elemanlar metodu kullanarak yapısal analizi, Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Gebze.
- [13] **Egemen ÇEVİR**, 2007. Takma dişlerde çeneye monte edilen implantların çiğneme kuvveti altındaki gerilme analizi , Bitirme projesi, Dokuz Eylül Üniversitesi makine mühendisliği bölümü, İzmir.

- [14] **Yusuf Erkan AKILLI**, 2010. Farklı materyallerden yapılmış implant ve üst yapılarının kuvvet dağılımının sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [15] **Zarb GA**, 1991. Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal Ligament (guess editorial) *Int J Periodontics Restorative Dent*; 11:88-91.
- [16] **Tunalı, B.** 2000 Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji. 2. baskı Nobel Tıp Kitabevleri Ltd. Şti İstanbul.
- [17] **Albrektsson T., Zarb D., Worthington P., Eriksson A. R.**, 1986. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 1(1):11-25.
- [18] **Carlsson L., Rostlund T., Albrektsson T. Brånemark P-I**, 1986. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand*; 57:285-289.
- [19] **Brånemark PI., Adell R., Breine U., Hansson B.O., Lindstrom J., Ohlsson A.**, 1969. Intra osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. *Scand J Plast.Reconstr. Surg*; 3:81-100.
- [20] **Brånemark PI., Hannsson BO., Adell R., Breine U., Lindström J. & Öhman A.**, 1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. *Scandinavian J Plastic Recons Surg 16 (Suppl)*.
- [21] **Albrektsson T., Brånemark PI., Hannsson HA & Lindström J.**, 1981. Osseointegrated titanium implants. Requierements for ensuring a long- lasting direct bone anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* ;52:155-170
- [22] **Sykaras N., Iacopino AM., marker AV., Triplett RG., Woody RD.**, 2000. Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 15:675-690.
- [23] **Davis JE.**, 1998. Mechanism of endosseous integration. *Int J Prosthodont*; 11:391-401.
- [24] **Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan M.A., Eskitascioglu, G.**, 2005. Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*, 93: 227-34.
- [25] **Esma Başak GÜL**, 2009. Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki gerilme dağılımının incelenmesi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- [26] **Bozkaya, D., Muftu, S., Muftu, A.**, 2004. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*; 92: 523-30.
- [27] **Koca, O.L., Eskitascioglu, G., Usumez**, 2005. A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent*; 93: 38-44.
- [28] **Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H., and Miyakawa, O.**, 1998. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants*; 13:82-90.

- [29] **Kim, Y., Oh, T.J., Misch, C.E., Wang, H.L.** ,2005. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Impl. Res.* ;16:26-35.
- [30] **Davodi A., Nishimura R., Beumer J.**, 1997.III. An implant supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent*; 78: 212-217.
- [31] **E. Küçükciçibiyık**, 2005. Farklı Çiğneme Durumlarında Mandibula Kemiğinin Gerilme Analizi. İstanbul Teknik Üniversitesi.
- [32] **Rao S.S.** ,2004. The Finite Element Method in Engineering Fourth Edition. Elsevier Science and Technology Books.
- [33] **Madenci E, Güven İ.** ,2006. The Finite Element Method and Application in Engineering Using ANSYS. Springer Science Business Media.
- [34] **Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S.** Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):20-5.
- [35] **Pellecchia M, Pellecchia R, Emtiaz S.**, Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implantsupported prosthesis. *J Prosthet Dent* 2000; 83:607-12.
- [36] **Burns D.R.** The mandibular complete overdenture *Dental Clinics of North America* 2004; 48: 603-62.
- [37] **Fariborz V., Masoumeh K., Bayat-Movahed, S., Ahangary, A. H., Farnaz F., Alireza I., Vahid R.**, 2011, Comparative Stress Distribution of Implant-Retained Mandibular Ball- Supported and Bar-Supported Overlay Dentures: A Finite Element Analysis, *Journal of Oral Implantology* 17, 4.
- [38] **Abdalbseet A. F., Ke Song, Tianfeng D.,Cao, Y.**, 2012, A Three-Dimensional Finite Element Analysis for Overdenture Attachments Supported by Teeth and/or Mini Dental Implants *Journal of Prosthodontics* 00 1–10.
- [39] **Sevimay, M., Usumez, A., Eskitascioglu, G.**,2005, The Influence of Various Occlusal Materials on Stresses Transferred to Implant-Supported Prostheses and Supporting Bone: A Three-Dimensional Finite-Element Study **JBMR: Applied Biomater**, **73B**, 140-147.
- [40] **Tsuyoshi, K., Yasuhiro, T., Misako, O., Kimiya, N., Masahiro A.**,2005, Influence of Implant/Abutment Joint Designs on Abutment Screw Loosening in a Dental Implant System, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 75-2, 457-463.
- [41] **Zhu J. W., Yang, D., Fai, M.**,2007, Investigation of a new design for zirconia dental implants, *Journal of Medical Colleges of PLA*, 22(5) 303-311.
- [42] **Sonugelen M, Artunç C.** Ağız protezleri ve biyomekanik. 2002, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No: 17, Ege Üniversitesi Ege Yüksekokulu Basımevi, Bornova, İzmir. S: 1-158.
- [43] **Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A. S., Lipinski, P., Rignon-Bret, C.**, 2008, A complete finite element model of a mandibular implant retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations, *Medical Engineering & Physics*, 30, 218-225.

## **ÖZGEÇMİŞ**

Tolga TOPKAYA 1984 yılında Kars'da doğdu. İlköğrenimini Fevzi Çakmak ilkokulunda, orta öğrenimini Şehit Binbaşı Bedir Karabıyık Anadolu Lisesinde, lise öğrenimini Çiğli Milli Piyango Anadolu Lisesinde tamamladı. 2002 yılında başladığı Fırat Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümünden 2007 yılında mezun oldu. 2010 yılında Batman Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümünde araştırma görevlisi olarak göreve başladı. Halen aynı görevine devam etmektedir.